

**IN-VITRO-STUDIE ZU CAD/CAM-GEFERTIGTEN
VOLLKERAMISCHEN ADHÄSIVBRÜCKEN**

Dissertation

**zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)**

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von

**Andrea Lilly Daniela Bode
geboren am 30.10.1977 in Eisenach**

Gutachter:

- 1. PD Dr. Florentine Jahn, Jena**
- 2. Prof. Dr. Dr. Bernd Sigusch, Jena**
- 3. Prof. Dr. Klaus Böning, Dresden**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 3.07.2012

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Al_2O_3	Aluminiumoxid
A-Silikon	additionsvernetzendes Silikon
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirka
$^{\circ}\text{C}$	Grad Celcius
$^{\circ}$	Grad
%	Prozent
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CaO	Calciumoxid
CeO_2	Ceroxid
EMF	Edelmetallfreie Legierung
FSZ	Fully Stabilized Zirconia
GD	Gesamtdurchschnitt
h	Stunde
mm	Millimeter
MgO	Magnesiumoxid
MP	Metal Primer II
MPa	Megapascal
Mol-%	Molprozent, Stoffmengenprozent
N	Newton
o.	ohne
PSZ	Partially Stabilized Zirconia
Tab.	Tabelle
V.	Verbinder
VO	Versuchsofener
Vorb.	Vorbehandlung
VP	Versuchsprimer
WL	Wechselast
Y-TZP	Yttriumoxidverstärktes- TetragonalZirconiaPolycrystal
YZ	Yttriumverstärktes Zirkoniumdioxid

Y_2O_3

Yttriumoxid

ZrO_2

Zirkoniumdioxid

μm

Mikrometer

3D

dreidimensional

Hinweis

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichen ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
2 Einleitung	3
2.1 Historie der Adhäsivbrücke	3
2.2 Indikation und Aufbau der Adhäsivbrücke	4
2.3 Präparation für die Adhäsivbrücke	5
2.4 Dentalkeramiken	7
2.4.1 Silikatkeramiken	8
2.4.1.1 Feldspatkeramiken	8
2.4.1.2 Glaskeramiken	9
2.4.2 Oxidkeramiken	11
2.4.2.1 Glasinfiltrierte Oxidkeramiken	11
2.4.2.2 Polykristalline Oxidkeramiken	13
2.5 Die CAD/CAM Technologie	16
2.5.1 Das Cerec® System	17
2.6 Adhäsive Verbundmechanismen	19
2.6.1 Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungszement	19
2.6.2 Verbund zwischen Befestigungszement und Adhäsivbrücke	19
3 Zielstellung	22
4 Material und Methode	24
4.1 Übersicht über den Versuchsaufbau	24
4.2 Vorbereitende Maßnahmen	26
4.2.1 Modellherstellung	26
4.2.1.1 Präparation der Adhäsivbrücken-Ausgangssituation	26
4.2.1.2 Modellherstellung zur Aufnahme der Adhäsivbrückengerüste	26
4.2.1.3 Superhartgipsmodellherstellung	27
4.2.2 Adhäsivbrückengerütherstellung	28
4.2.2.1 Herstellung der EMF-Adhäsivbrückengerüste	28

4.2.2.2	Herstellung der vollkeramischen Adhäsivbrückengerüst	28
4.3	Versuchsdurchführung	32
4.3.1	Gerüststärkenmessung	32
4.3.2	Randspaltmessung (Fit Checker Probe)	33
4.3.3	Untersuchungen zur Verbundfestigkeit	35
4.3.3.1	Vorbehandlung und Befestigung der Adhäsivbrücken	35
4.3.3.1.1	Auswahl der Befestigungssysteme	35
4.3.3.1.2	Auswahl der Silikatisierungsverfahren	36
4.3.3.1.3	Befestigung der ein- und zweiflügeligen In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste	36
4.3.3.1.4	Befestigung der zweiflügeligen EMF - Adhäsivbrückengerüste	41
4.3.3.2	Thermozyklische Alterung	42
4.3.3.3	Druckscherversuch	42
4.3.3.4	Statistische Auswertung	44
5	Ergebnisse	45
5.1	Gerüststärkenmessung	45
5.1.1	Einflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste	45
5.1.2	Einflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste	47
5.1.3	Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste	48
5.1.4	Zweiflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste	49
5.1.5	Zweiflügelige EMF-Brückengerüste	50
5.2	Randspaltmessung	52
5.2.1	Gemessene Randspalten in Abhängigkeit vom Material	52
5.2.1.1	Einflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste	53
5.2.1.2	Einflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste	54
5.2.1.3	Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste	55
5.2.1.4	Zweiflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste	58
5.2.1.5	Zweiflügelige EMF-Brückengerüste	60
5.2.2	Vergleich der durchschnittlichen Randspalten zwischen den jeweiligen Brückengerüstmaterialien	62

5.3	Verbundfestigkeitswerte zwischen Befestigungszement und Brückengerüst	64
5.3.1	Verbundfestigkeit nach 10.000 Wechsellasten	64
5.3.1.1	Einflügelige und zweiflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrückengerüste	64
5.3.1.2	Einflügelige und zweiflügelige In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste	69
5.3.1.3	Zweiflügelige EMF-Adhäsivbrückengerüste (Vergleichsproben)	72
5.3.2	Verbundfestigkeit nach 25.000 Wechsellasten	74
5.3.2.1	Einflügelige und zweiflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrückengerüste	74
5.3.2.2	Einflügelige und zweiflügelige In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste	77
5.3.3	Vergleich der durchschnittlich ermittelten Druckscherfestigkeitswerte zweiflügeliger vollkeramischer Brücken hinsichtlich verschiedener Befestigungsvarianten in Abhängigkeit von der thermozyklischen Alterung	80
6	Diskussion	83
6.1	Diskussion der Methodik	83
6.1.1	Herstellung vollkeramischer Restaurationen	83
6.1.2	In-vitro-Studie	83
6.1.3	Herstellung der Prüfmodelle zur Aufnahme der Adhäsivbrücken	84
6.1.4	Adhäsive Befestigung	85
6.1.5	Randspaltmessung	85
6.1.6	Thermische Wechselbelastung	86
6.1.7	Untersuchungen zur Bruchfestigkeit (Verbundfestigkeit)	87
6.2	Diskussion der Ergebnisse	89
6.2.1	Passgenauigkeit	89
6.2.2	Bruch- und Verbundfestigkeit	91
7	Schlussfolgerungen	98
8	Literatur und Quellenverzeichnis	100

9 Anhang	115
10 Danksagung	134
11 Ehrenwörtliche Erklärung	135

1 Zusammenfassung

Seit die Zirkoniumdioxidkeramiken als Restaurationswerkstoffe in der Zahnmedizin Einzug gehalten haben und damit auch metallfreie Adhäsivbrücken gefertigt werden können, stellt sich die Frage nach der bestmöglichen Konditionierung dieser Zirkoniumdioxidbrücken. Denn die adhäsive Befestigung und damit die ideale Konditionierung einer Adhäsivbrücke ist entscheidend für deren Erfolg in situ.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die experimentelle Untersuchung von je 30 ein- und zweiflügeligen CAD/CAM gefertigten vollkeramischen Adhäsivbrücken hinsichtlich unterschiedlicher Konditionierungsmöglichkeiten anhand von zwei Zirkoniumdioxidkeramiken (In-Ceram Zirconia, In-Ceram YZ, Vita, Bad Säckingen, Deutschland). Es wurde der Verbund zwischen Vollkeramik und dem jeweiligen Befestigungszement, sowie deren Bewertung hinsichtlich der klinischen Durchführbarkeit und Dauerhaftigkeit des jeweiligen Verbundes getestet. Ebenso erfolgte die Untersuchung der Passgenauigkeit und die Messung der Gerüststärken unmittelbar nach der Herstellung der Gerüste. Die Ergebnisse wurden mit herkömmlich hergestellten EMF-Adhäsivbrückengerüsten verglichen, wobei keine signifikanten Unterschiede zwischen der Passung von Oxidkeramik- und EMF-Gerüsten festgestellt werden konnte.

Es wurde gezeigt, dass unterschiedliche Arten der Befestigung bzw. Konditionierung einen deutlichen Einfluss auf den Verbund zwischen Zirkoniumdioxidkeramik und Befestigungszement hatten. Dazu wurden die Brückengerüste auf speziellen Prüfmodellen adhäsiv befestigt. Nach Thermowechselastbeanspruchung von 10.000 und 25.000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C wurden die Adhäsivbrücken im Scherfestigkeitsversuch bis zum Verlust des Verbundes bzw. bis zum Bruch der Brückengerüste belastet. Für die zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste erwies sich auch nach thermozyklischer Alterung die Kombination aus Korundstrahlen, Metal Primer II, Gradia-Opaker und Variolink II als besonders geeignete Befestigung mit deutlich höheren Festigkeitswerten im Vergleich zu Brücken, welche mit dem Silicoater-Verfahren vorbehandelt und mit Variolink II verklebt oder mit RelyXUnicem befestigt wurden. Signifikant schlechtere Verbundfestigkeiten wurden dann erzielt, wenn die

Befestigung mit Variolink II ohne vorherige Konditionierung erfolgte und die Gerüste vor der Befestigung mit Variolink II mit dem Rocatec-Verfahren behandelt wurden, oder nur mit Metall Primer II bzw. ein experimenteller Primer mit Opaker aufgetragen wurde.

Die Verbundfestigkeitsuntersuchung der zweiflügeligen In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste nach Wechsellast ergab, dass ein gleich guter Verbund erzielt wurde, wenn die Gerüste vor der Befestigung mit Variolink II mit dem Silicoater-Verfahren oder mit Metal Primer II und Gradia-Opaker konditioniert wurden. Die vorherige Konditionierung mit Rocatec, Metall Primer II für die Befestigung mit Variolink II oder keine Konditionierung führten zu einem signifikant schlechteren Verbund.

Auffällig waren die Verbundfestigkeitswerte der zweiflügeligen Adhäsivbrückengerüste aus In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ bei der Befestigung mit Panavia F 2.0. Diese fielen nach thermozyklischen Alterung im Vergleich mit den Festigkeitswerten von Variolink II bei vorheriger Konditionierung mit Silicoater oder Metal Primer II mit Gradia signifikant schlechter aus.

Bei den einflügeligen Zirkoniumdioxidbrückengerüsten gelten die gleichen Verbundempfehlungen wie bei den zweiflügeligen Gerüsten, wobei die absoluten Werte der unterschiedlichen Verbundfestigkeiten nur etwa ein Fünftel der Werte der zweiflügeligen Adhäsivbrücken betragen.

2 Einleitung

2.1 Historie der Adhäsivbrücke

Die heutigen Adhäsivbrücken entwickelten sich aus der 1973 erstmals von Rouchette beschriebenen Schienung von parodontal geschädigten Frontzähnen, welche unter der Verwendung eines Metallgerüsts mittels Säureätztechnik an den Lingualflächen der Zähne befestigt wurden.

Howe und Denehy entwickelten diese Behandlungsmethode weiter, indem sie verlorengegangene Frontzähne durch Brückenglieder aus Kunststoff oder Keramik ersetzten, welche sie unter zu Hilfenahme eines Metallgerüsts befestigten (Strub et al. 1998). Diese sogenannten "Rochette-Brücken" hatten den Vorteil, dass keine Zahnhartsubstanz geopfert werden musste. Durch die schlechte Retention an den Flügelzonen war jedoch die Frakturgefahr besonders hoch. Deshalb dienten Adhäsivbrücken zuerst als Langzeitprovisorien und stellten eine Alternative zur herausnehmbaren Teilprothese dar (Tay 1994). Aufgrund der Weiterentwicklung dieser Brückenkonstruktion an der Universität Maryland wird die Adhäsivbrücke auch Marylandbrücke genannt.

Seit Anfang der 90iger Jahre haben sich vollkeramische Adhäsivbrücken bewährt (Kern et al. 1991a, Kern und Gläser 1997, Kern und Thompson 1995, Kern und Wegner 1998). Diese Brückengerüste wurden aus In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen) hergestellt und nach dem Glasinfiltrieren mit Feldspatkeramik verblendet. In klinischen Studien kam es meist zum Bruch eines Verbinders, wobei der Brückenflügel mit Brückenglied oft in situ verblieb.

Durch die Entwicklung der Zirkoniumdioxidkeramiken wurde eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften von Vollkeramiken erreicht, so dass nun auch mehrgliedrige Brückenkonstruktionen eine wichtige Erweiterung für das Indikationsspektrum der vollkeramischen Restaurationen darstellen (Schmidt 2004, Tinschert et al. 1999a, Tinschert et al. 2001a).

2.2 Indikation und Aufbau der Adhäsivbrücke

Das Haupteinsatzgebiet der Adhäsivbrücken betrifft das jugendliche Gebiss bei Aplasie von einzelnen Schneidezähnen oder Prämolaren, da hier bis zum Ende des Knochenwachstums noch keine Implantation möglich ist.

Sie haben den Vorteil, dass die Befestigung des zu ersetzenden Zahnes nicht durch die Präparation und das vollständige Überkronen der Nachbarzähne erfolgt, sondern durch so genannte Flügel, welche an den intraoralen Zahnflächen der Brückenpfeilerzähne über die Adhäsivtechnik mit Komposit befestigt werden. Voraussetzung für den dauerhaften Halt der Adhäsivbrücken sind die großen Klebeflächen der Flügel, eine gute Konditionierung der Zähne und Brückenflügel, sowie ausreichende Platzverhältnisse (Holste 1984, Kern 2005a, Kern und Pöbster 2002, Tay 1994).

Als Mittel der Wahl galten bisher keramikverblendete edelmetallfreie Legierungen, da diese bedingt durch ihren E-Modul sehr grazil gestaltet werden können. Die verschiedenen Konditionierungsmöglichkeiten dieser Legierungen haben sich, wie in vielen Studien und auch klinisch gezeigt, bereits bewährt (Holste und Berling 1982, Marx 1987). Der Nachteil dieser metallischen Brücken liegt in der nicht vorhandenen Transparenz und Transluzenz des Metallkerns, was ästhetisch ungünstig ist.

Durch den wachsenden Anspruch an Ästhetik, Biokompatibilität, Wirtschaftlichkeit und Langlebigkeit wurden und werden auf dem Gebiet der Vollkeramik neue Techniken und Materialien entwickelt, um diesen Forderungen gerecht zu werden. So wurden die klassischen Jacketkronen für den Frontzahnbereich durch die pressbaren Glas- und Infiltrationskeramiken verdrängt (Bieniek und Spiekermann 1993). Für die Brückengerüste im Front- und Seitenzahnbereich wurden die hochfesten reinen polykristallinen Oxidkeramiken mit Aluminiumoxid und Zirkoniumoxid entwickelt. Durch die große Stabilität dieser Oxidkeramiken kann man die Gerüste ähnlich gestalten wie die konventionellen Metallgerüste.

Da gerade im Frontzahnbereich nicht nur die Phonetik, Funktionalität, Passgenauigkeit und Langlebigkeit einer Brücke eine große Rolle spielen, sondern auch im besonderen Masse die Ästhetik, erhält man durch die Vollkeramiken neue Perspektiven.

2.3 Präparation für die Adhäsivbrücke

Bei der Planung einer Adhäsivbrücke muss unter anderem die vorgesehene Tragedauer berücksichtigt werden. Sind es rein interim getragene Brücken, ist es nach wie vor sinnvoll keine Präparation vorzunehmen (Pegoraro 1987). Handelt es sich um Definitivversorgungen, zeigt sich, dass eine geeignete Widerstandsform, durch die Präparation geschaffen, einen großen Einfluss auf die Langzeitprognose dieser Brückenform hat (Haastert et al. 1992, Kerschbaum 1994). Dabei wird nur im oralen Schmelzbereich der lückenbegrenzten Zähne präpariert, wodurch die Zahnhartsubstanz geschont wird.

Auch Marinello kam bei in-vitro Untersuchungen zur Stabilität von Adhäsivbrücken zum Ergebnis, dass die Präparation zu einer höheren Stabilität beiträgt. Im Oberkiefer kam es zu einer Stabilitätszunahme von 40% und im Unterkiefer von 10% im Gegensatz zu unpräparierten Zähnen (Marinello et al. 1988, Marinello und Schärer 1990).

Bei der Präparation muss eine möglichst große körperliche Fassung des Pfeilerzahnes angestrebt werden, die Kaukräfte sollten entlang der Zahnachse verteilt werden und die Präparation muss eine eindeutige Einschubrichtung aufweisen, um eine exakte Positionierung des Brückengerüsts an den Pfeilerzähnen zu gewährleisten (Livaditis 1983, Marinello et al. 1988, Pegoraro und Barrack 1987).

Nach Marinello et al. (1988) sollen die oralen Pfeilerpräparationen eine körperliche Fassung von 180° und eine supragingival verlaufende Hohlkehle aufweisen. Ebenso sollten parallel verlaufende vertikale Rillen im Approximalbereich den Zug- und Scherkräften bei Kaubelastung entgegenwirken und das Brückengerüst damit versteifen. Präparationen des Frontzahngebietes sind zusätzlich mit horizontalen Stufen zu versehen. Andere Autoren gaben statt horizontaler Stufen eine zentrale Auflage an (Simonsen et al. 1983). Trotz der Präparation erfolgt ein minimalinvasive schmelzbegrenzte Präparation der Brückenpfeiler. Im Vergleich zu konventionellen Kronen- und Brückenpräparationen, wo ein Zahnhartsubstanzabtrag von 50-70% nötig ist, beläuft sich der Zahnhartsubstanzverlust auf Werte zwischen 0-10% (Peters 1986). Die folgende Abb. 1 zeigt die Präparationsform einer konventionell metallverstärkten Adhäsivbrücke (links) und einer vollkeramischen Adhäsivbrücke (rechts).

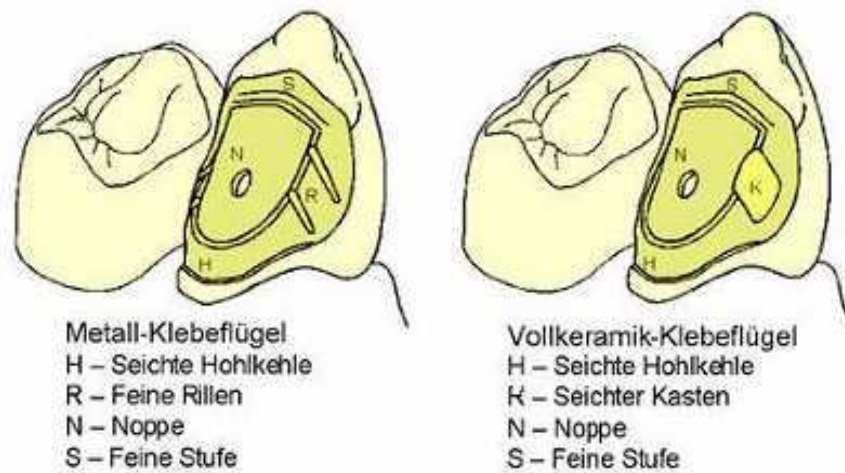


Abb. 1 Präparationsform bei metallverstärkten und vollkeramischen Adhäsivbrücken (nach Kern 2005b)

Der Unterschied dieser minimalinvasiven Präparationsformen liegt, wie in der Abb.1 zu sehen ist, in den fehlenden Retentionsrillen. Durch die Eigensteifigkeit der Vollkeramik kann auf diese verzichtet werden, stattdessen sollte ein approximaler 2x2 mm breiter seichter Kasten präpariert werden, welcher unter anderem auch als Positionierungshilfe dient (Kern 2005b). Bublak (2007) konnte feststellen, dass die Präparationsform zu keiner Steigerung der Belastbarkeit des Klebeverbundes führt.

Die Adhäsivbrückenflügel benötigen im Allgemeinen Schichtstärken von 0,7-0,9 mm, um den auftretenden Kaukräften standzuhalten (Kern 2005, Sato et al. 1995). Die Verbinderstärken sind abhängig vom jeweiligen Gerüstwerkstoff (Lauer 2003, Luthardt 2005, Tinschert et al. 2001a).

2.4 Dentalkeramiken

Seit dem 18. Jahrhundert wird [z.B. von Fauchard] versucht, Zähne mit "Porzellan" zu restaurieren. Dieser Versuch scheiterte an den Problemen nicht ausgereifter Werkstofftechnologien, bei der Abformung und Modellherstellung, den daraus resultierenden Misserfolgen und an den Möglichkeiten der Verarbeitung der Vollkeramik (Pospiech et al. 2004). So war die Metallkeramik bis in die Mitte der achtziger Jahre das Mittel der Wahl für zahnfarbenen ästhetischen festsitzenden Zahnersatz.

Durch die Einführung der CAD/CAM Technologien und der Weiterentwicklungen im Bereich der Dentalkeramiken befinden sich die vollkeramischen Systeme auf dem Vormarsch und drängen die Metallkeramiken immer mehr in den Hintergrund (Haase 2003, Hegenbarth 1995, Luthardt und Musil 1997, Pospiech et al. 2004). Ebenso spielen das wachsende Gesundheitsbewusstsein sowie die steigenden ästhetischen Ansprüche der Patienten eine große Rolle zur stetigen Weiterentwicklung der Vollkeramiken. Durch die unterschiedlichen Zusammensetzungen und Strukturen der modernen Dentalkeramiken erhält man verschiedene mechanische und physikalische Eigenschaften, woraus sich verschiedene klinische Indikationen ergeben. Deshalb müssen Keramiken differenziert werden (Manhardt 2006, Michalides 2005). Im Allgemeinen versteht man unter dem Begriff „Keramik“ verschiedene anorganische nichtmetallische Verbindungen, die aus mindestens 30% kristalliner Struktur bestehen (Hennicke 1997). Ihre typischen Werkstoffeigenschaften erhalten die Keramiken beim Brennen über 800°C.

Nach Zusammensetzung und Aufbau der atomaren Struktur unterscheidet man nichtkristalline und kristalline Anteile. Die nichtkristallinen Anteile besitzen eine amorphe Struktur und die kristallinen Anteile eine regelmäßige Atomanordnung, z. B. über ionische und kovalente Bindungen.

Aus werkstoffkundiger Sicht bzw. chemischer Zusammensetzung unterscheidet man silikatkeramische Werkstoffe, wie die Feldspatkeramik, und oxidkeramische Werkstoffe, wie Aluminiumoxid, Zirkoniumoxid und Magnesiumoxid, welche in der Abb. 2 gezeigt werden (Manhart 2006, Pospiech et al. 2004, Schüller und Hennicke 1985). Der Unterschied zwischen Silikatkeramiken und Oxidkeramiken besteht darin, dass die Silikatkeramiken mehrphasig aufgebaut sind. Das heißt, dass sie aus einer Mischung

von kristalliner Phase und Glasphase bestehen und deshalb relativ niedrige Sintertemperaturen benötigen. Hingegen sind die Oxidkeramiken einphasig und bestehen aus einem Metalloxid. Sie besitzen keinen oder einen nur geringen Glasanteil und benötigen hohe Sintertemperaturen.

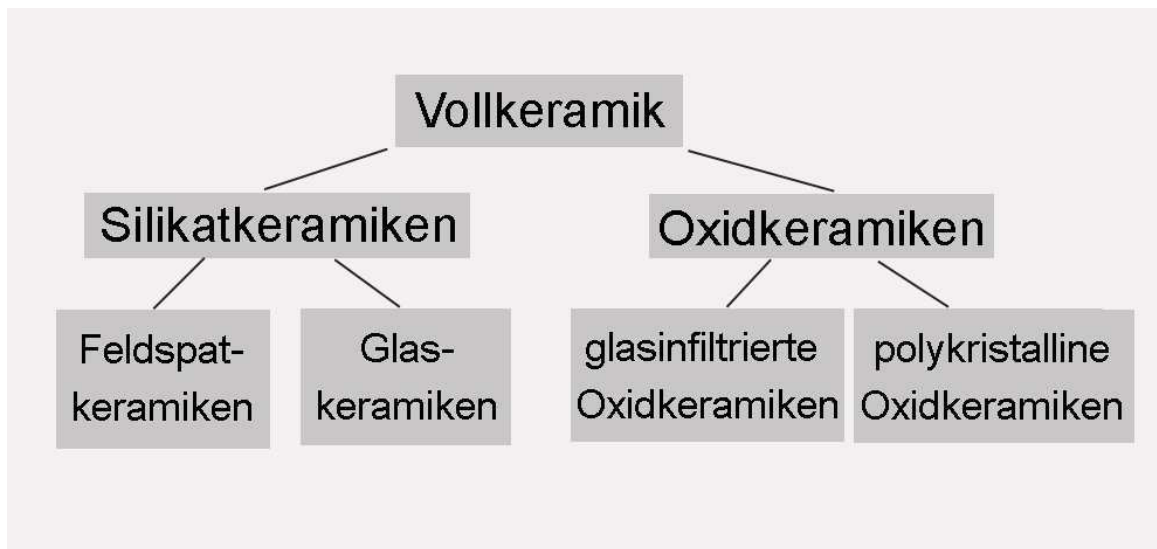


Abb. 2 Einteilung der vollkeramischen Systeme (nach Pospiech et al. 2004)

2.4.1 Silikatkeramiken

Die Silikatkeramikgruppe umfasst jene Werkstoffe, die Siliziumdioxid (SiO_2) als Hauptkomponente enthalten. Die chemische Grundstruktur bildet ein dreidimensionales SiO_2 -Netzwerk. Sie besitzen eine glasreiche Matrix und werden auch als mehrphasige Keramiken bezeichnet, welche sich aus kristallinen Phasen und Glasphasen zusammensetzen. Es werden im Gegensatz zu den Oxidkeramiken niedrigere Sintertemperaturen ($<1600^\circ\text{C}$) benötigt (Pospiech et al. 2004).

2.4.1.1 Feldspatkeramiken

Die Feldspatkeramiken bestehen in ihren Hauptanteilen aus Feldspat (60-80%), Quarz (15-25%) und Kaolin (bis 5%) (Gehre 2000, Kappert 1999, Marxkors und Meiners 1993). Daneben gibt es weitere Zusätze, die zur Modifikation der dentalkeramischen Eigenschaften führen (Reuling und Siebert 1989). Hierzu gehören Flussmittelzusätze

wie Magnesiumoxid und Natriumkarbonat, welche zur Herabsetzung der Schmelz- und Erweichungstemperaturen dienen, sowie brennfeste Metalloxide und -salze als Farbzusätze, welche die optischen Eigenschaften verändern (Marxkors und Meiners 1993).

Die Verarbeitung der Feldspatkeramiken erfolgt durch die Sintertechnologie. Gemahlenes Keramikpulver und Flüssigkeit werden zu einer modellierbaren Masse angerührt und auf einem feuerfesten Stumpf, einem zu verblendenden Werkstück oder einer Platinfolie aufgetragen (Pospiech et al. 2004). Der anschließende Brennvorgang im Vakuumofen wird als Sintern bezeichnet. Hierbei verkleinern sich die Zwischenräume zwischen den einzelnen Pulverpartikeln, wodurch es zu einem Volumenschwund von 20-35% kommt, welcher bei der Verarbeitung einkalkuliert werden muss (Marxkors und Meiners 1993, Riedling 1989). So werden Porositäten in der Keramik fast vollständig verhindert, was die Transluzenz und die Festigkeit steigert (Gehre 2000).

2.4.1.2 Glaskeramiken

Glaskeramiken weisen ähnlich den Feldspatkeramiken im Ausgangszustand eine amorphe Glasstruktur auf, die einem Kristallisationsprozess unterworfen wird, indem feinkörnige Kristalle eingelagert werden (Hahn und Löst 1992, Pospiech et al. 2004). Die eingebundenen Kristalle sorgen dafür, dass entstehende Risse, die sich in der Glasphase bilden, in ihrer Ausbreitung gehemmt oder gestoppt werden. Die Kristalle sollten möglichst klein, in großer Anzahl und Dichte, homogen verteilt, im festen Verbund zur Glasphase eingelagert sein, um eine Steigerung der Festigkeit zu erreichen. Die gleichmäßige Verteilung der Kristalle erhält man durch die Zugabe geeigneter Keimbildner (meist Metalloxide) (Kappert 2000, Lenz 1996). Die Verarbeitung erfolgt durch das Press- oder Gießverfahren. Der bekannteste Vertreter der gießbaren Glaskeramiken ist Dicor[®] (Reuling und Siebert 1989). Hierbei handelt es sich um eine glimmerverstärkte Keramik, wobei sich der Indikationsbereich auf adhäsiv befestigte Einzelkronen im Frontzahnbereich beschränkt (Erpenstein et al. 2000, Malament und Socransky 1999 a/b). Die gegossene Glaskeramikrestauration wird im Wachsausschmelzverfahren verarbeitet. Das heißt, dass diese Restauration in Wachs modelliert wird (Lenz 1996). Nach der Einbettung der Wachsmodellation und

Erwärmung der Muffel erfolgt der Guss der nicht eingefärbten, transparenten Glaskeramikrohlinge bei Schmelztemperaturen zwischen 1350 -1400°C. Die gegossene und nach dem Erkalten ausgebettete Restauration besitzt nun eine amorphe Glasstruktur. Anschließend muss die Restauration zum Keramisieren erneut in eine spezielle Einbettmasse eingebettet werden und ca. sechs Stunden bei ca. 1075°C getempert werden. Es bilden sich nun plättchenförmige Kristalle von Fluoridglimmer. Die Transparenz der Keramik wird durch die Kristallisation allerdings verringert. Die eigentliche Farbgebung der Restauration erfolgt im Anschluss mit der Verblendung durch Feldspatkeramiken oder Malfarben (Gehre 2000, Rosenblum und Schulman 1997, Strub 1992). Analog zu den gießbaren Keramiken werden die pressbaren Glaskeramiken auch im Wachsausschmelzverfahren verarbeitet. Erstmals wurde dieses Verfahren in der Zahnmedizin durch das von Wohlwend (Wohlwend 1987) entwickelte Empress® System angewandt. Die industriell vorgefertigten Keramikrohlinge sind hier bereits keramisiert und werden zum Teil in den Dentingrundfarben angeboten. Die in einer speziellen Einbettmasse eingebettete Wachsmodellation wird auf ca. 850°C vorgewärmt und mit dem Keramikrohling und einem Aluminiumoxidkolben beschickt. Danach erfolgt eine Aufheizung der Muffel mit dem Keramikrohling auf ca. 1100°C. Der Keramikrohling wird damit in einen plastisch verformbaren Zustand überführt und unter dem Druck von 3,5 bar in die feuer- und druckfeste Muffel gepresst. Die erkalteten, ausgebetteten und ausgearbeiteten Restaurationen werden im Anschluss mit Malfarben individualisiert oder mit Feldspatkeramiken verblendet (Gehre 2000, Kappert 1998, Lenz 1996). Die Indikationsgebiete konventioneller Presskeramiken sind Inlays, Teilkronen, Veneers und Einzelkronen (Edelhoff et al. 2000b, Lehner et al. 1998). Bei Empress2® erweitert sich das Indikationsgebiet auf dreigliedrige Front- und Prämolarenbrücken (Kappert und Krah 2001, Kern und Pröbster 2002, Tinschert et al. 2001a, Türp 2001, Zimmer et al. 2004).

2.4.2 Oxidkeramiken

Diese Oxidkeramiken werden auch als Hochleistungskeramiken bezeichnet. Sie setzen sich zu über 90% aus Oxiden zusammen und werden damit auch als einphasige Keramiken bezeichnet. Die Festigkeit und die Opazität des Gerüsts nehmen mit dem Oxidkristallgehalt zu. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppen sind Aluminiumoxid-, Zirkoniumoxidkeramiken (Strub et al. 1998). In der Zahnheilkunde finden vor allem Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidkeramiken ihre Anwendung. Oxidkeramiken werden in Form von industriell vorgefertigten Keramikblöcken, maschinell mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie verarbeitet. Dies hat den Vorteil, dass das Material unter konstant gleichbleibender Qualität hergestellt werden kann (Tinschert et al. 2001a/b). Die Keramikblöcke können dabei im ungesinterten (Grünling), vorgesinterten (Weißling) oder auch endgesinterten Zustand verwendet werden.

2.4.2.1 Glasinfiltrierte Oxidkeramiken

Bei den glasinfiltrierten Oxidkeramiken handelt es sich um noch poröse, vorgesinterte Oxidkeramiken, welche im Glasinfiltrationsbrand mit einem Spezialglas durchsetzt werden. Der Vorteil hierbei ist, dass die vorgesinterte Keramik keiner Volumenschrumpfung unterliegt. Im Anschluss an die Bearbeitung wird eine dünnflüssige lanthanhaltige Farbglassuspension auf das Gerüst aufgetragen und bei 1100°C für vier Stunden gebrannt. Die dabei auftretenden Kapillarkräfte führen zu einer vollständigen Glasinfiltration des Oxidkeramikgerüsts (Bindl und Mörmann 2002, Chong et al. 2002, Hüls 1995, Kurbad und Reichel 2001, Marc 2002, Pröbster 2002). Das entstandene hochfeste glasinfiltrierte Gerüst wird anschließend mit Feldspatkeramik verblendet. Glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramiken sind unter anderem auch unter dem Handelsnamen In-Ceram bekannt. Man unterscheidet dabei drei In-Ceram Typen hinsichtlich ihrer Oxidzusammensetzung.

In-Ceram Alumina

Die In-Ceram Alumina Keramik besteht fast ausschließlich aus Aluminiumoxid und hat sich für die Herstellung konventionell zementierter Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich bewährt (Bindl und Mörmann 2002, Pröbster 2001, Pröbster 1997). Die Biegefestigkeit beträgt das drei- bis vierfache herkömmlicher Dentalkeramiken (Strub et al. 1998). Deshalb wurde kurzzeitig über eine Verwendung bei kurzspannigen Brücken diskutiert (Bieniek und Spiekermann 1993, Kappert et al. 1990), jedoch wiesen Seitenzahnbrücken aus In-Ceram Alumina eine klinisch erhöhte Frakturnrate auf (Sorensen et al. 1998, Tinschert et al. 1999b).

In-Ceram Zirconia

Dem Aluminiumoxidpulver werden bei In-Ceram Zirconia 33% Zirkoniumdioxidpulver hinzugegeben. Durch das Zirkoniumdioxid erhält die Keramik eine höhere Risszähigkeit als In-Ceram Alumina und eine damit verbundene Steigerung der Festigkeit, womit der Einsatz für kleinere dreigliedrige Brücken gerechtfertigt erscheint (Abholt et al. 2001, Guazzato et al. 2002, Kappert et al. 1995, Tinschert et al. 1999a). Durch Beimischung von Zirkoniumdioxid ist die In-Ceram Zirconia Keramik deutlich opaker als die In-Ceram Alumina Keramik, was ein ästhetischer Nachteil sein kann. Deshalb findet diese Keramik vorwiegend Anwendung im Seitenzahngebiet (Hornberger et al. 2002, Strub et al. 1998).

In-Ceram Spinell

Durch das Zufügen von Magnesiumoxid bei In-Ceram Alumina erhält man eine Oxidkeramik, die eine erhöhte Lichtdurchlässigkeit als die herkömmliche Keramik aufweist. Allerdings nimmt auch die Festigkeit ab, so dass In-Ceram Spinell nur für Inlays, Onlays und Kronen im Frontzahnbereich indiziert ist (Schmidt et al. 1998).

2.4.2.2 Polykristalline Oxidkeramiken

Unter polykristallinen Oxidkeramiken versteht man Keramiken, die gegenüber den Glas- und Infiltrationskeramiken einen ganz geringen oder keinen Anteil einer Glasphase aufweisen. Deshalb spricht man auch von dicht gesinterten, reinen Oxidkeramiken. Dies bedingt die, im Vergleich mit den anderen keramischen Werkstoffen, deutlich höhere Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit (Göbel et al. 1998, Guazzato et al. 2004a/b, Munz und Fett 1989, Quinn et al. 2003).

Aufgrund ihrer guten mechanischen Eigenschaften und ihrer hohen Biokompatibilität sind diese Keramiken schon seit Jahren in der Hüftgelenksprothetik etabliert (Rieger 1993, Covacci et al. 1999, Cales 2000).

In der Zahnmedizin finden Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid als hochbelastbare Gerüstmaterialien ihre Anwendung. Da sie eine gelblich-weiße Farbe und damit eine hohe Opazität besitzen, welche durch die dichte Sinterung zustande kommt, ist es notwendig, dass die eigentliche farbliche Individualisierung der Kronen- und Brückengerüste entweder durch vorgefärbte Weißlinge, das Färben dieser mittels Eintauchen in eine entsprechende Farblösung oder durch die Verblendung mit Feldspatkeramiken und eingefärbten Lasurmassen vorzunehmen ist (Tinschert et al. 1999a, Völkl 2001).

Zirkoniumdioxidkeramiken

Die Herstellung von Zirkoniumdioxidkeramiken erfolgt in einem aufwendigen Prozess aus Zirkonsand. Während dieses Vorganges müssen dem Zirkoniumdioxid (ZrO_2) stabilisierende Oxide zugesetzt werden, was sich in der Polymorphie des Zirkoniumdioxids begründet.

Kristallographisch betrachtet liegt reines Zirkoniumdioxid in drei verschiedenen Modifikationen vor, die abhängig von der Temperatur sind (Abb. 3).

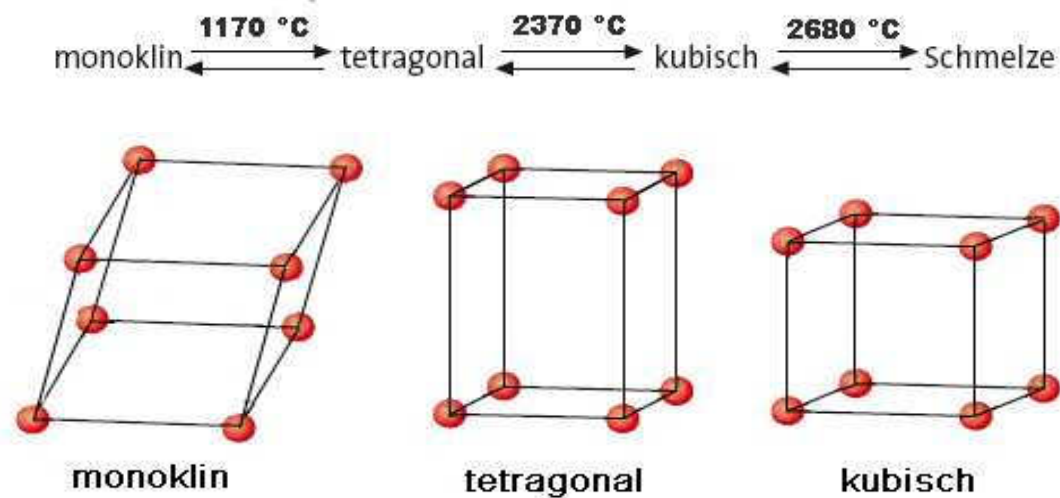


Abb. 3 Phasentransformation von Zirkoniumdioxid (nach Pospiech et al. 2004)

Beim Abkühlvorgang von Zirkoniumdioxid kristallisiert ab 2680°C zuerst die kubische Phase aus (Dichte $6,3\text{ g/cm}^3$), diese wandelt sich bei 2370°C in die tetragonale Phase um (Dichte $6,1\text{ g/cm}^3$). Ab einer Temperatur von 1170°C bis zur erreichten Raumtemperatur findet die Umwandlung in die monokline Phase statt (Dichte $5,6\text{ g/cm}^3$), was zu einer sprunghaften Volumenzunahme von drei bis fünf Prozent führt. Die Volumenvergrößerung führt zu hohen Spannungen und unerwünschten Rissbildungen im Keramikgefüge. Durch stabilisierende Oxide wie MgO , CaO , Y_2O_3 und CeO_2 , kann diese Umwandlung teilweise oder vollständig unterbunden werden (Cutler et al. 1992, Duh et al. 1988, Duh und Wan 1992, Porter und Heuer 1979, Scott 1975). Besonders die Stabilisierung mit Yttriumoxid (Y_2O_3) hat sich als günstig erwiesen, da diese Zirkoniumdioxidkeramiken eine hohe mechanische Belastbarkeit aufweisen (Rieger 1993). Die Festigkeit dieser Keramiken übersteigt die der Feldspatkeramiken fast um das Zehnfache. Deshalb gilt für sie der gleiche Indikationsbereich wie für Metallgerüste (Mehl 2001, Sturzenegger et al. 2000).

Eine weitere Unterteilung der Zirkoniumdioxidkeramiken erfolgt nach Art und Gehalt der Stabilisierungsoxide. Beim vollstabilisierten Zirkoniumdioxid (FSZ: fully stabilized zirconia) liegt die Konzentration des Stabilisierungsoxides so hoch, dass die kubische Phase auch bei Raumtemperatur vorliegt. Diese Stabilisierungsform findet aber im zahnmedizinischen Bereich keine Anwendung. Gegenüber vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid weist teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ: partially stabilized zirconia)

noch einen Volumenanteil an umwandlungsfähiger, tetragonaler Phase auf, welche in die Matrix der kubischen Phase eingebettet ist. Für den zahnmedizinischen Bereich hat sich Y-TZP (yttriumoxidverstärktes-Tetragonal Zirconia Polycrystal) bewährt. Die mechanischen Eigenschaften steigen linear mit dem Gehalt an tetragonaler Phase, was wiederum von der Konzentration von Y_2O_3 abhängig ist. Als besonders günstig gilt ein Zusatz von drei Molprozent Yttriumoxid. Bei dieser Konzentration liegen die Zr_2O_3 -Keramiken vollständig in der tetragonalen Form vor (Gupta et al. 1977). Diese Keramiken weisen dadurch eine sehr hohe mechanische Belastbarkeit auf und sind weniger anfällig für Risse und Risswachstum. Diese Eigenschaften beruhen auf dem Konzept der Phasentransformationsverstärkung, auch als Umwandlungsverstärkung bezeichnet. Sie lässt sich auf zwei verschiedene Mechanismen zurückführen (Stevens 1991). Beim ersten Mechanismus kann eine spontan, lokal begrenzte tetragonal zu monoklin-Umwandlung des Zirkoniumdioxid feine Mikrorisse hervorrufen, welche durch das größere Volumen der monoklinen Phase zu erklären sind. Ein sich ausbreitender Riss würde durch diese Mikrorisse entweder gestoppt oder durch Zirkoniumdioxidteilchen abgelenkt. Beim zweiten Mechanismus kann eine tetragonal zu monoklin-Umwandlung durch zu hohe Zugspannungen innerhalb der Keramik ausgelöst werden. Die Zugspannungen vermindern den Matrixdruck auf die umgebenden Zirkoniumdioxidteilchen und es kommt erneut lokal zur tetragonal zu monoklin-Umwandlung. Durch das größere Volumen der monoklinen Phase erhält man wiederum eine lokale Druckspannung im Bereich der Rissspitze, wobei das Risswachstum an dieser Stelle erschwert wird (Hannink et al. 2000). Damit ist die Keramik weniger empfindlich gegenüber kleinen Oberflächendefekten. Voraussetzung ist allerdings, dass die Defekte nicht größer als die Phasentransformationszone sind (Matsui et al. 1986).

2.5 Die CAD/CAM Technologie

Zusammensetzung und Kristallgefüge bestimmen maßgeblich die Qualität und somit die Gesamtfestigkeit der Keramik. Die erforderlichen hohen Schmelz- und Zersetzungstemperaturen bei der Herstellung von Oxidkeramiken lassen eine Verarbeitung im zahntechnischen Labor mit den herkömmlichen Sinter-, Guss- und Presstechnologien nicht zu. Um eine gleichbleibende Qualität dieser Hochleistungskeramiken zu gewährleisten, ist es sinnvoll, diese industriell zu fertigen (Pospiech et al. 2004).

Ebenso lassen die guten mechanischen Eigenschaften dieser Keramiken wie die hohe Festigkeit und Härte keine kostengünstige Bearbeitung im herkömmlichen Dentallabor zu (Luthardt et al. 1998, Luthardt und Musil 1997). Deshalb werden Oxidkeramiken in Form industriell vorgefertigter Rohlinge mit Hilfe von CAD/CAM-Verfahren im zahntechnischen Bereich verarbeitet (Schmidt et al. 1998).

Unter der CAD/CAM-Technologie (CAD: Computer Aided Design, CAM: Computer Aided Manufacturing) versteht man im zahnmedizinischen Bereich die dreidimensionale, computergestützte Modellation bzw. die virtuelle Darstellung eines Gerüsts (CAD) und die anschließende automatisierte Herstellung durch computergesteuerte Fräs- und Schleifeinheiten (Rudolph et al. 2003, Striezel 2001, Schmidt et al. 1998).

Bei der Herstellung von CAD/CAM Restaurationen werden folgende drei Schritte durchlaufen:

1. Digitalisierung:

Hier wird die Präparation durch eine Intraoralkamera oder mittels Scannvorgang dreidimensional erfasst und in ein virtuelles Modell umgewandelt.

2. Konstruktion der späteren Restauration (CAD)

3. Herstellung der Restauration mittels Schleifeinheit (CAM)

2.5.1 Das Cerec®System (Sirona, Bensheim)

Ein Verfahren unter den vielen auf dem Markt befindlichen CAD/CAM Technologien stellt das Cerec®System der Firma Sirona (Bensheim) dar. Es wurde Anfang der achtziger Jahre von Mörmann und Brandestini entwickelt. Mit ihm war es möglich Inlays, Onlays und Veneers erstmals auch in der zahnärztlichen Praxis ohne Einbeziehung eines Dentallabors herzustellen. Ab 2001 wurde Cerec® mit dem InLab® System ergänzt (Becker und Heidemann 1993, Bose und Ott 1994, Kunzelmann und Hickel 1990, Kurbad and Reichel 2001, Mörmann 2006, Mörmann und Brandestini 1987). Hiermit können Kronen- und Brückengerüste sowie Primärteleskope und Implantatabutments gefertigt werden. Wie in der Abb. 4 zu sehen ist, besteht das Cerec-System aus einer Computer-Einheit (CAD) mit Intraoralkamera (rechts) und einer Schleifeinheit (CAM) mit integriertem Scanner (links).



Abb. 4 Cerec 3D- Einheit

Man hat bei diesem CAD/CAM System der Firma Sirona (Bensheim) zwei Möglichkeiten

der Digitalisierung. Grundsätzlich wird die Präparation mit Hilfe eines Scanners digital erfasst, es ist aber auch möglich, Antagonisten und Nachbarzähne in die optische Vermessung einzubeziehen.

Man unterscheidet zwei Arten der Digitalisierung, die intraorale und die extraorale. Bei der intraoralen Digitalisierung, auch direktes Verfahren oder Chairside-Verfahren genannt, wird die Präparation direkt im Mund des Patienten mittels intraoraler Kamera erfasst. Es wird keine Abformung der Präparation benötigt. Dieses Verfahren ist durch die Scannergröße und das Platzangebot im Patientenmund auf maximal zwei nebeneinander stehende Zähne limitiert. Zusätzlich erschwert die hohe Feuchtigkeit in der Mundhöhle und die Bewegungsempfindlichkeit beim Scannvorgang die Genauigkeit dieser Digitalisierungsmethode. Eine gute optische Aufnahme ist nur durch eine absolute Trockenlegung des Präparationsgebietes und durch das Auftragen eines Scannpuders möglich, welches Reflexionen, bedingt durch die Transparenz der Zahnhartsubstanzen vermeidet (Mehl 2001, Mehl 2003). In der extraoralen Präparationserfassung (indirektes- oder Labside Verfahren genannt) wird mit Hilfe einer Abformung ein Gipsmodell der Präparation angefertigt und im Anschluss digitalisiert. Dabei wird das Gipsmodell mittels Laser abgetastet und die Ergebnisse in Form einer Punktwolke virtuell im CAD-System weiterverarbeitet. Nun kann die Restauration durch die Computersoftware (Cerec[®]) entworfen und bearbeitet werden. Im Anschluss werden die entworfenen Restaurationen an die Fräs- und Schleifeinheit (CAM) weitergeleitet. Die gewünschte Keramik wird in Form von industriell vorgefertigten Keramikblöcken in die Schleifeinheit eingespannt und die Restauration unter Wasserkühlung herausgefräst. Je nach Keramikart ist im Anschluss noch eine Glasinfiltration oder eine Sinterung der Gerüste nötig, bevor im letzten Arbeitsschritt mit Feldspatkeramiken individualisiert beziehungsweise verblendet werden kann (Mörmann 2006).

2.6 Adhäsive Verbundmechanismen

Da die Überlebensrate einer Adhäsivbrücke entscheidend von der Befestigung abhängt, wird empfohlen, diese adhäsiv an der Zahnhartsubstanz zu befestigen (Bublak 2007, Göbel et al. 2009, Kern et al. 1991b, Kern und Strub 1998, Kern und Wegner 1998).

2.6.1 Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungszement

Während bei der konventionellen Zementierung von Kronen und Brücken der Haftverbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration allein durch Friktion erreicht wird, kommt bei der adhäsiven Zementierung zusätzlich eine chemische und mikromechanische Haftung hinzu. Durch die Konditionierung des Schmelzes mit Phosphorsäure (Säure-Ätz-Technik) entsteht ein Mikroretentionsrelief. Der im Anschluss aufgebrauchte flüssige Kunststoff (Bonding- und Schmelzvermittler) dringt in die geätzte Schmelzoberfläche ein und bildet nach Polymerisation Zotten. Diese führen zu einem besseren Verbund zwischen Kompositzement und Schmelz (Barkmeier et al. 1985).

Bei dentinbegrenzenden Präparationen ist die Haftung zwischen Kompositzement und Zahnhartsubstanz schwieriger, da sich die Struktur des Dentins von der des Schmelzes unterscheidet. Das hydrophile Dentin besteht aus ca. 25% organischer Substanz, in ihm verlaufen mit Dentinliquor gefüllte Dentinkanälchen, was die mikromechanische Haftung mit einem hydrophoben Kompositzement verhindert. Deshalb müssen, zusätzlich zur Säure-Ätz-Technik, so genannte Dentinhaftvermittler eingesetzt werden (Van Meerbeek et al. 1994). Ein Beispiel hierfür wäre das Mehrkomponentenadhäsiv Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein).

2.6.2 Verbund zwischen Befestigungszement und Adhäsivbrücke

Ein Verbund herkömmlicher Keramiken mit Kompositzement kann chemisch, mechanisch oder durch die Kombination chemisch-mechanisch erfolgen. Durch Abstrahlen mit Korund lässt sich ein mechanischer Verbund zwischen Zement und Keramik erreichen. Werden die herkömmlichen Keramiken mit 5%-iger Flusssäure geätzt, erhält man nach dem Auftragen eines Haftsilans einen chemischen Verbund

zwischen beiden Werkstoffen. Die Flusssäure bewirkt dabei, dass die Glasmatrix in der Keramik angelöst wird, während die säureresistenten Leuzitkristalle der Keramik ein mikroretentives Muster bilden. Auf die so entstandenen Mikroretentionen, welche eine Oberflächenvergrößerung darstellen, wird ein Haftsilan aufgetragen. Zwischen Haftsilan und den Siliziumkristallen der Keramik einerseits und Haftsilan und Kompositkleber andererseits bilden sich kovalente Bindungen aus, welche zum chemischen Verbund führen (Claus 1980, Geis-Gerstorfer und Frank 1986, Körber und Ludwig 1993, Marx 1987, Müller 1988).

Bezüglich der geeigneten auf den entsprechenden klinischen Zustand übertragbaren und anwendbaren Verfahren der Konditionierung und Dimensionierung (ein- oder zweiflügelig) der Klebeflügel von vollkeramischen Adhäsivbrücken besteht noch Uneinigkeit (Göbel et al. 1998, Kern und Thompson 1995, Kern und Wegner 1998, Ketabi et al. 1994, Wegner und Kern 2000).

Das Anätzen mit Flusssäure und anschließender Silanisierung wie bei den Glaskeramiken (Empress®) führt nicht zum gewünschten Erfolg, da das ZrO_2 keine Glasphase bzw. nur einen sehr geringen Anteil besitzt (Kern et al. 1991b, Kern 2002, Pospiech et al. 2004). Deshalb geht der Konditionierung von Zirkoniumdioxidkeramiken die Überlegung voraus, die fehlende Silikatschicht, welche für den Verbund zwischen Keramik und Kompositzement verantwortlich ist, zusätzlich aufzubringen oder diese zu ersetzen.

Wie die Arbeitsgruppe von Kern et al. (Friedrich und Kern 2002, Kern und Wegner 1998, Kern und Thompson 1995) angibt, ist das Korundstrahlen und die anschließende Verwendung eines phosphorsauren Methacrylat-Kompositzementes (z.B. Panavia F 2.0) eine Möglichkeit der Befestigung. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Silikatisierung der Keramik. Hierbei kann die Keramik mittels Silicoater- oder Rocatec-Verfahren silikatisiert werden. Im Silicoater-Verfahren geschieht dies mittels flammenpyrolytischen Beschichtungsbrenner. Dabei wird eine Siliziumverbindung in eine Brennerflamme geleitet und erhitzt. Auf der Keramikoberfläche entsteht durch die hohen Temperaturen eine chemisch gebundene Silikatschicht auf der Keramikoberfläche. Beim Rocatec-Verfahren wird die Keramik unter Druck mit silikatisierten Al_2O_3 bestrahlt (Abb. 5). Dabei bleibt bei beiden Verfahren eine silikatisierte Oberfläche zurück, welche mit einem Haftsilan benetzt wird. Der hydrophile Teil des Silans geht dabei eine

Sauerstoffbrückenbindung mit der Silikatschicht auf der Keramik ein und der hydrophobe Anteil des Silans koppelt wiederum an dem phosphorsaurem Methacrylat-Zement an (Behr und Rosentritt 2000, Beldner und Marx 1992, Göbel und Welker 2000, Göbel et al. 2009, Kern und Pröbster 2002).

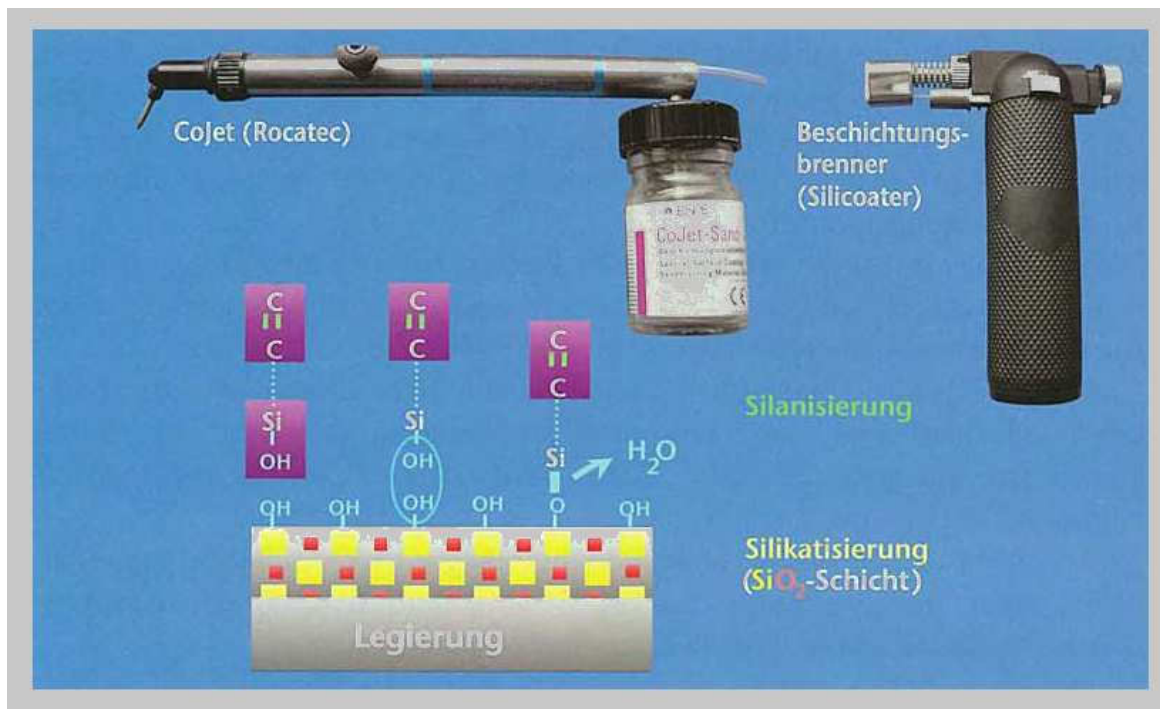


Abb. 5 Darstellung der Silikatisierungsverfahren und Prinzip der Silikatisierung
(nach Göbel et al. 2009)

Die dritte Möglichkeit der Konditionierung von Zirkoniumdioxidkeramiken ist die Verwendung eines phosphorsauren Primers, welcher auf die Keramikoberfläche aufgebracht wird und sich mit einem Methacrylatzement verbindet. Hier beruht die chemische Wechselwirkung zwischen ZrO₂ und Primer auf der Anziehung unterschiedlicher Ladung der phosphorsauren Gruppen des Primers und des Zirkoniumdioxid (Göbel et al. 1998, Jahn et al. 2006a/b, Kunzelmann et al. 2006).

3 Zielstellung

Ständige Weiterentwicklungen und Neuerungen auf dem Gebiet der CAD/CAM-Systeme mit ihren zirkoniumdioxidverstärkten Keramiken erlauben es heute auch vollkeramische Brücken über größere Spannen herzustellen. In verschiedenen Studien konnte bereits nachgewiesen werden, dass auch mehrgliedrige Seitenzahnbrücken aus In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen) und In-Ceram YZ (Vita, Bad Säckingen) die für das Seitenzahngelände geforderte Stabilität aufweisen. Das dabei verwendete CAD/CAM-System Cerec 3D (Sirona, Bensheim) findet Anwendung bei der Herstellung von Einzelzahnrestorationen und ist durch das InLab-System (Sirona, Bensheim) auch für die Brückenrestorationen geeignet. Deshalb ist davon auszugehen, dass auch vollkeramische Adhäsivbrücken gefertigt werden können, was durch diese Studie bestätigt werden soll.

In Bezug auf die Passgenauigkeit der Restorationen ist die Cerec 3D Technologie mit anderen CAD/CAM-Systemen vergleichbar.

Adhäsivbrücken aus aluminiumoxidverstärkter Keramik sind seit Anfang der 90iger Jahre eine Therapiemöglichkeit, jedoch gab es bei klinischen Studien oft einen Bruch des Brückenverbinders oder ein Ablösen der Brückenflügel vom Zahn. Durch die mechanisch verbesserten Oxidkeramiken wie die Zirkoniumdioxidkeramiken, wird eine größere Stabilität der Adhäsivbrückengerüste erreicht. In der Literatur werden allerdings keine einheitlichen und erfolgssichernden Empfehlungen für die Konditionierung der oxidverstärkten Keramiken dargelegt. Ziel der Arbeit ist es daher, bekannte und neue, noch nicht etablierte Möglichkeiten für die Konditionierung von zirkoniumoxidverstärkten vollkeramischen Adhäsivbrücken aus unterschiedlichen Zirkoniumdioxidkeramiken (In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ) experimentell zu prüfen und bezüglich der klinischen Durchführbarkeit die verschiedenen Konditionierungsmöglichkeiten vergleichend zu bewerten. In Anlehnung an die klinisch am häufigsten angewendeten Konditionierungsmöglichkeiten und meistbenutzten Befestigungskomposite sollen folgende Verbunde in Bezug auf Festigkeit und Dauerhaftigkeit untersucht werden:

1. Zirkoniumdioxidkeramik - Alloy Primer - Panavia F 2.0
2. Zirkoniumdioxidkeramik - Rocatec - Variolink II
3. Zirkoniumdioxidkeramik - experimenteller Primer und experimenteller Opaker - Variolink II
4. Zirkoniumdioxidkeramik - ohne Vorbehandlung - Variolink II
5. Zirkoniumdioxidkeramik - Silicoater - Variolink II
6. Zirkoniumdioxidkeramik - Metal Primer II ohne Gradia-Opaker - Variolink II
7. Zirkoniumdioxidkeramik - Metal Primer II + Gradia-Opaker - Variolink II
8. Zirkoniumdioxidkeramik - ohne Vorbehandlung – RelyX Unicem

Ebenso gilt es zu prüfen, in wie weit die unterschiedlichen Konditionierungen den jeweiligen Verbund beeinflussen. Zugleich soll ermittelt werden, ob ein Unterschied zwischen dem marginalen Randspalt herkömmlich hergestellter EMF-Adhäsivbrückengerüste und den maschinell gefrästen Adhäsivbrücken-Oxidkeramikgerüsten besteht und inwiefern dies Einfluss auf die Passung, die Konditionierung und damit auf die Langlebigkeit der Zirkoniumdioxidgerüste hat. Abschließend soll anhand der Ergebnisse eine Empfehlung für die klinische Handhabung bei der Konditionierung von Zirkoniumdioxid gegeben werden.

4 Material und Methoden

4.1 Übersicht über den Versuchsaufbau

In der vorliegenden Studie wurden unterschiedliche Konditionierungsmöglichkeiten für CAD/CAM gefertigte vollkeramische Adhäsivbrücken untersucht. Die Wahl der geeigneten Brückenpfeiler fiel auf den mittleren Schneidezahn und den Eckzahn des ersten Quadranten (11,13). Der seitliche Schneidezahn (12) war als Brückenglied zu ersetzen.

Insgesamt wurden 60 Brücken aus Zirkoniumdioxid und 10 Brücken aus einer edelmetallfreien Legierung (Remanium 2000, Dentauro, Pforzheim) gefertigt. Die Herstellung der Zirkoniumdioxidbrücken erfolgte mit dem Cerec 3D® System der Firma Sirona (Bensheim). Bei den Zirkoniumdioxidbrücken handelte es sich um je 30 einflügelige Brückengerüste (13-12) und 30 zweiflügelige Brückengerüste (11-13). Es wurden je 15 ein- und zweiflügelige Brückengerüste aus In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ (Vita, Bad Säckingen) gefertigt. Die zweiflügeligen Adhäsivbrücken aus der EMF-Legierung (Remanium 2000, Dentauro, Ispringen) dienten als Vergleichsproben. Alle Brücken wurden hinsichtlich ihrer Gerüststärke, ihres Randschlussverhaltens, ihrer Konditionierungsmöglichkeiten und ihrer Bruchfestigkeit untersucht. Die Abb. 6 gibt einen Überblick über den Versuchsaufbau.

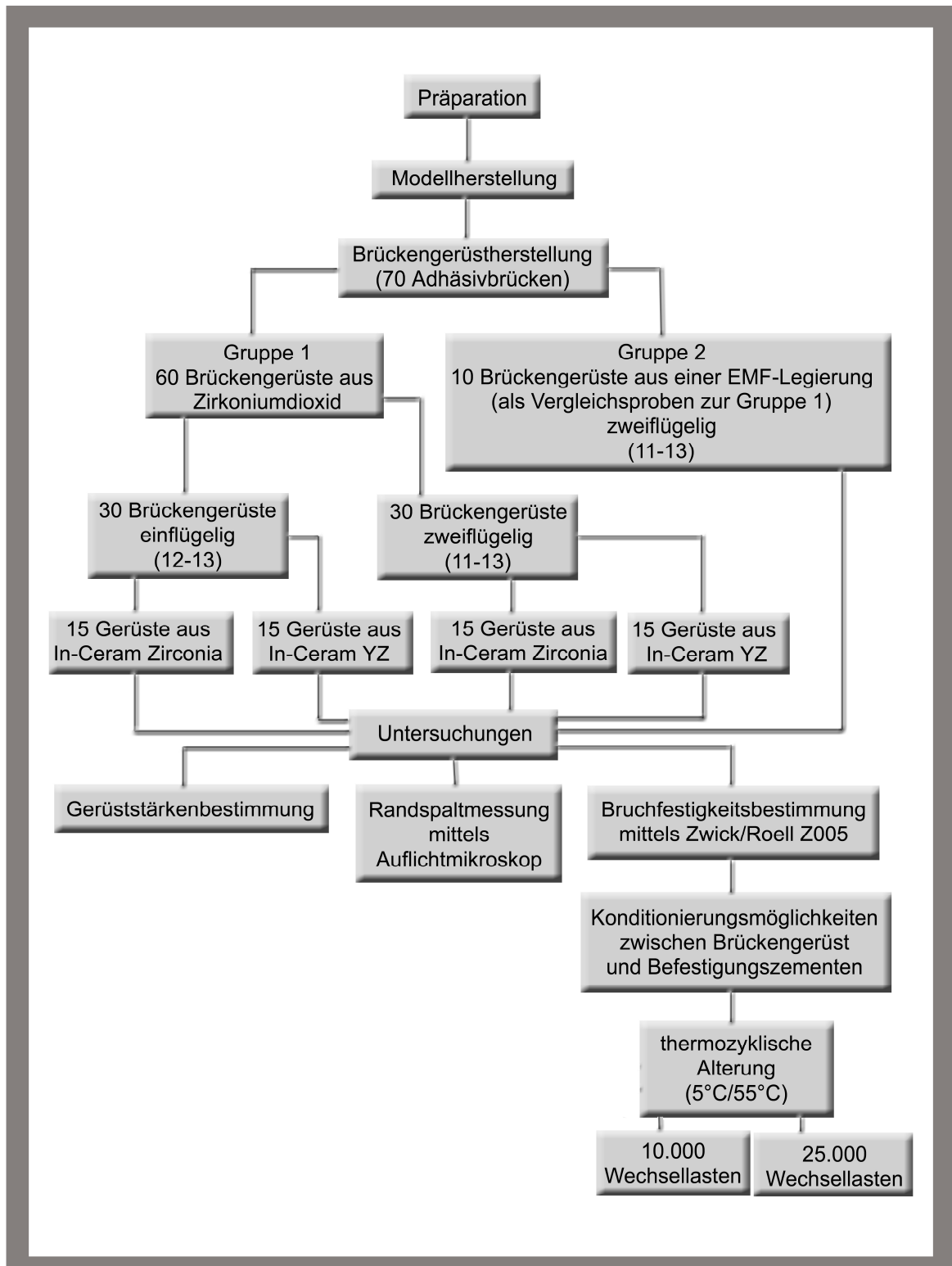


Abb. 6 Übersicht über den Versuchsaufbau

4.2 Vorbereitende Maßnahmen

4.2.1 Modellherstellung

4.2.1.1 Präparation der Adhäsivbrücken-Ausgangssituation

Zur Herstellung der Ausgangssituation wurde ein Oberkiefer-KaVo-Modell (KaVo, Biberach) verwendet. Nach der Entfernung des zu überbrückenden Zahnes 12 wurden die Zähne 11 und 13 zur Aufnahme der Brückenflügel gemäß den Herstellerrichtlinien für vollkeramische Kronen und Brücken sowie den Präparationsregeln von metallverstärkten Adhäsivbrücken präpariert. Es wurde auf eine ausreichende Extension der späteren Flügelklebefläche und auf abgerundete innere Linien- und Kantenwinkel geachtet. Die Konkavität der Palatinalflächen wurde in die Präparationsform einbezogen und eine breite supragingival gelegte palatinale Hohlkehle von 0,8 mm angelegt. Die Stärke des palatinalen Zahnhartsubstanzabtrages betrug ca. 1 mm. Auf Retentionsrillen zur besseren mechanischen Verankerung, wie bei den herkömmlichen metallgestützten Adhäsivbrückenpräparationen, wurde verzichtet, da die technische Umsetzung in bzw. durch die CAD/CAM Technologie nicht möglich war.

4.2.1.2 Modellherstellung zur Aufnahme der Adhäsivbrückengerüste

Die auf dem KaVo-Modell (KaVo, Biberach) entstandene Ausgangssituation wurde zunächst über eine Doppelmischabformung mit einem A-Silikon (Panasil putty, Panasil contact plus, Kettenbach, Eschenburg) dubliert. Aus der so entstandenen Negativform wurden 15 Modelle aus Kunststoff (Pattern Resin, GC, Leuven) hergestellt. Nach der Anstiftung mit Wachsdraht (Ø 3,5-4 mm, GEO, Renfert, Hilzingen) und Einbettung mit der geeigneten Einbettmasse (Castorit Super C, Dentaureum, Ispringen) wurden diese im Gießverfahren (CL-IG Combilabor, Heraeus Kulzer, Hanau) in eine Nichtedelmetalllegierung (Wirobond C, Bego, Bremen) überführt und anschließend ausgearbeitet und poliert. Die entstandenen Prüfkörper dienten der späteren Aufnahme der Brückengerüste. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass die Modelle stabil und detailgetreu innerhalb der Untersuchungsverfahren blieben.

4.2.1.3 Superhartgipsmodellherstellung

Nach viermaliger Dublikation des KaVo-Modells (KaVo, Biberach) mit additionsvernetzendem Silikon (Panasil putty, Panasil contact plus, Kettenbach, Eschenburg) und nach Ablauf der Abbinde- und Rückstellzeiten konnten die Abformungen mit einem Gips der Klasse IV (Superstone Spezial, Pluradent, Offenbach) ausgegossen werden. Aus den Abformungen entstanden so vier detailgetreue, abformgenaue Modelle der Ausgangssituation. Zwei dienten als Meistermodelle für die CAD/CAM gestützte Brückenherstellung (Abb. 7) und zur Herstellung der edelmetallfreien Brückengerüste. Das dritte Modell diente als Kontrollmodell bzw. Aufpasshilfe bei der Brückengerüsterstellung. Ein Viertes wurde für die Untersuchung der Randspaltmessung genutzt.



Abb. 7 Getrimmtes Meistermodell für die CAD/CAM gestützte Brückenherstellung

4.2.2 Adhäsivbrückengerüsterstellung

4.2.2.1 Herstellung der EMF-Adhäsivbrückengerüste

Nach dem Sägen des Meistermodells wurden die Stümpfe gegen Wachs (DieLube, Dentaforum, Ispringen) isoliert. Es folgte die Modellation der Brückenflügel (IQ Compact Modellierwachs, YETI, Engen) und die des Brückengliedes mit Hilfe eines Wachsdrahtes (Ø 3,0 mm, GEO, Renfert, Hilzingen). Die Wachsschichtstärke der Flügel betrug mindestens 0,5 mm und lag somit gering über den Mindeststärkeanforderungen bei edelmetallfreien Legierungen. Abschließend erfolgte eine Nachbearbeitung der Präparationsgrenze und Glättung der Modellation. Im Anschluss an die Überprüfung des Wachsgerüsts auf Vollständigkeit und optimale Passung wurde dieses mit Wachsdraht angestiftet (Ø 2,5-3,5 mm, GEO, Renfert, Hilzingen) und eingebettet (Castorit Super C, Dentaforum, Ispringen). Auf das Vorwärmen und Gießen der Modellation (CL-IG Combilabor, Heraeus Kulzer, Hanau) folgte nach der Abkühlphase das Ausbetten, Aufpassen, Ausarbeiten und Polieren des Brückengerüsts (Remanium 2000, Dentaforum, Ispringen).

4.2.2.2 Herstellung der vollkeramischen Adhäsivbrückengerüste

Die Präparationssituation für die ein- bzw. zweiflügeligen Adhäsivbrücken wurde mittels Meistermodell in der Cerec 3D® Schleifeinheit (Sirona, Bensheim) gescannt. Dazu wurde das Modell mit Scanpuder (Cerec Optispray, Sirona, Bensheim) behandelt, in der Scanhalterung fixiert und in die Schleifeinheit eingespannt. Im Anschluss erfolgte die digitale Lasererfassung der Präparation und die virtuelle Wiedergabe mit der Cerec 3D®-Software (Abb. 8 und 9).

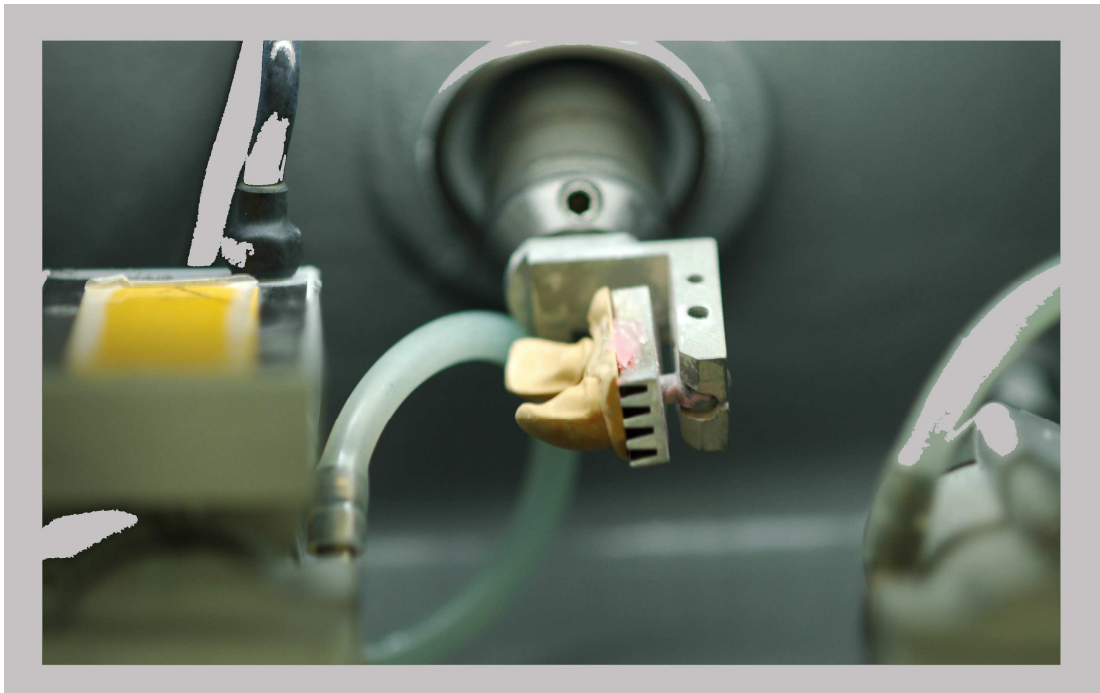


Abb. 8 Scannvorgang des Meistermodells in der Schleifeinheit

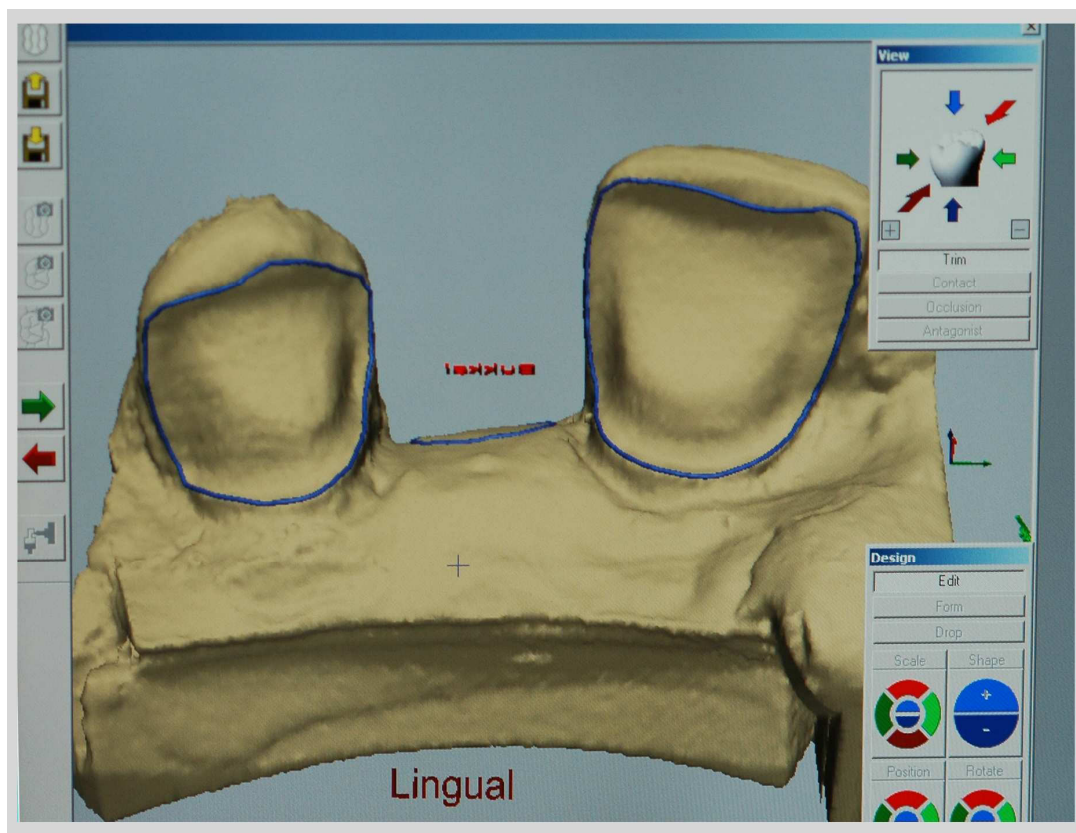


Abb. 9 Virtuelle Wiedergabe des gescannten Meistermodells

Die Abb. 9 zeigt die virtuelle Wiedergabe der gescannten Präparationssituation, nachdem die Präparationsgrenzen mit Hilfe der Software farbig (blaue Linie) markiert wurden. Im Anschluss errechnete bzw. schlug die Software ein geeignetes Brückendesign aus ihrer Datenbank vor, welches noch modifiziert wurde. Die Schwierigkeit bestand darin, dass das Cerec 3D®-System kein Programm für die Konstruktion von Adhäsivbrücken aufweist und diese mit dem herkömmlichen Brückenprogramm geplant und konstruiert werden mussten. Bei der Konstruktion der einflügeligen Adhäsivbrücken wurde der Zahn 13 als Pfeilerzahn ausgewählt. Nach der virtuellen Konstruktion der Adhäsivbrücken mit Hilfe des Cerec 3D® (Sirona, Bensheim) wurden die Brücken aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken mit der Cerec 3D® Schleifeinheit gefräst. Dafür wurden aus der Vielzahl der dem Cerec 3D® zur Verfügung stehenden Keramiken zwei ausgewählt (In-Ceram Zirconia, In-Ceram YZ, Vita, Bad Säckingen). Die Abb. 10 zeigt einen industriell vorgefertigten Keramikrohling (10a) der Firma Vita (In-Ceram YZ Blank) und den Fräsvorgang in der Cerec-Schleifeinheit (10b und c) (Sirona, Bensheim), sowie eine gefräste und gesinterte Adhäsivbrücke aus einer In-Ceram YZ Keramik (Vita, Bad Säckingen)(10d).

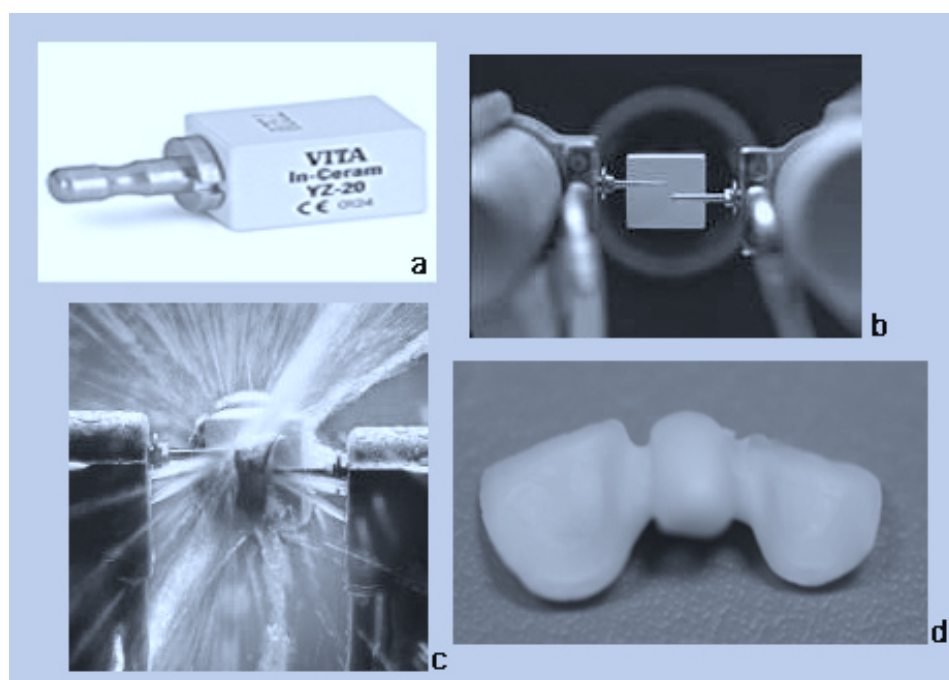


Abb. 10 Herstellung eines zweiflügeligen Adhäsivbrückengerüsts

Es wurden aus 30 In-Ceram Zirconia Rohlingen jeweils 15 einflügelige und 15 zweiflügelige Brückengerüste mit Hilfe der Schleifeinheit gefräst. Nach Passkontrolle bzw. Aufpassung auf das Gips-Meistermodell wurden diese im Anschluss nach Herstellerangaben im Vita Inceramat (Vita, Bad Säckingen) glasinfiltriert. Der Glaskorrekturbrand fand mit dem Austromat 3001 (Dekema, Freilassing) statt.

Aus weiteren 30 In-Ceram YZ Rohlingen (Vita, Bad Säckingen) wurden ebenfalls 15 einflügelige und 15 zweiflügelige Brückengerüste mit der Sirona-Schleifeinheit gefräst. Bei dieser vorgesinterten Keramik werden die Gerüste mit einer 24%igen Vergrößerung aus den so genannten "Weißling"-Blöcken gefräst und müssen im Anschluss im speziellen Sinterofen (Thermostar, Vita, Bad Säckingen) bei ca. 1600°C dichtgesintert werden, wobei die Schrumpfung 24% beträgt. Im Anschluss wurden die Gerüste unter Wasserkühlung auf die Stumpfmodelle aufgepasst.

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Gerüststärkenmessung

Alle 70 Brückengerüste wurden nach ihrer Herstellung einer Gerüststärkenprüfung mittels Schnelltaster (ODI 00 D Kroeplin ST, Kroeplin) (Abb. 11) unterzogen. Wie in der Abb. 12 zu sehen ist, wurden an den einflügeligen Brückengerüsten fünf und an den zweiflügeligen Gerüsten zehn Messpunkte festgelegt. Unter den Punkten fünf und sieben wird die jeweilige sagittale Verbinderstärke wiedergegeben.



Abb. 11 Schnelltaster ODI 00 D Kroeplin ST

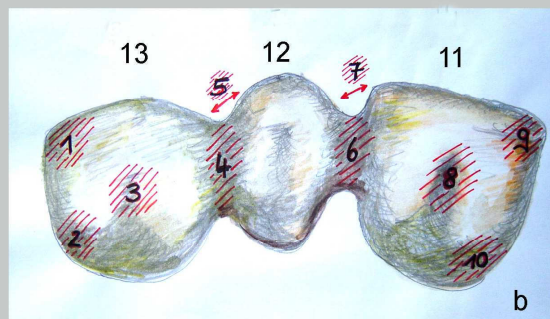
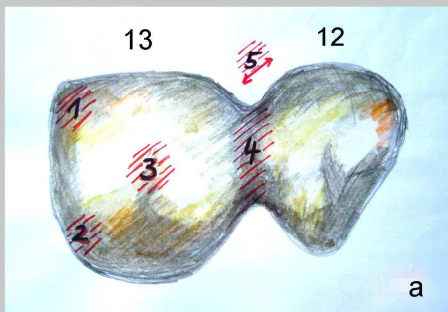


Abb. 12 Messpunkte für die Gerüststärken ein- und zweiflügeliger Brücken

4.3.2 Randspaltmessung (Fit Checker Probe)

Nach der Gerüststärkenmessung erfolgte die Überprüfung der Passgenauigkeit. Es wurden alle Brückengerüste hinsichtlich ihrer Passung auf dem Meistermodell untersucht. Dazu wurde ein dünnfließendes A-Silikon (Flexitime Correct Flow, Heraeus, Hanau) blasenfrei auf die Brückenflügelinnenseiten aufgebracht und bis zum Erhärten des Silikons auf dem präparierten Pfeilerzähnen des Meistermodells positioniert und fixiert. Danach wurde die jeweilige Brücke mit der auf der Flügelinnenseite befindlichen Silikonschicht (Fit Checker Probe) abgelöst. Zur Erleichterung beim späteren Schneiden dieser Proben wurde die Silikonschicht in den Brückenflügelinnenseiten mit einem andersfarbigen A-Silikon (violett) (Flexitime Putty, Heraeus, Hanau) verstärkt. Im Anschluss wurden diese Silikonprüfkörper durch sechs (einflügelig) bzw. zwölf (zweiflügelig) Schnittflächen im Abstand von 1mm mit einem Skalpell geteilt (Abb. 13, 14).



Abb. 13 Prüfkörper zur Messung der Randspalten

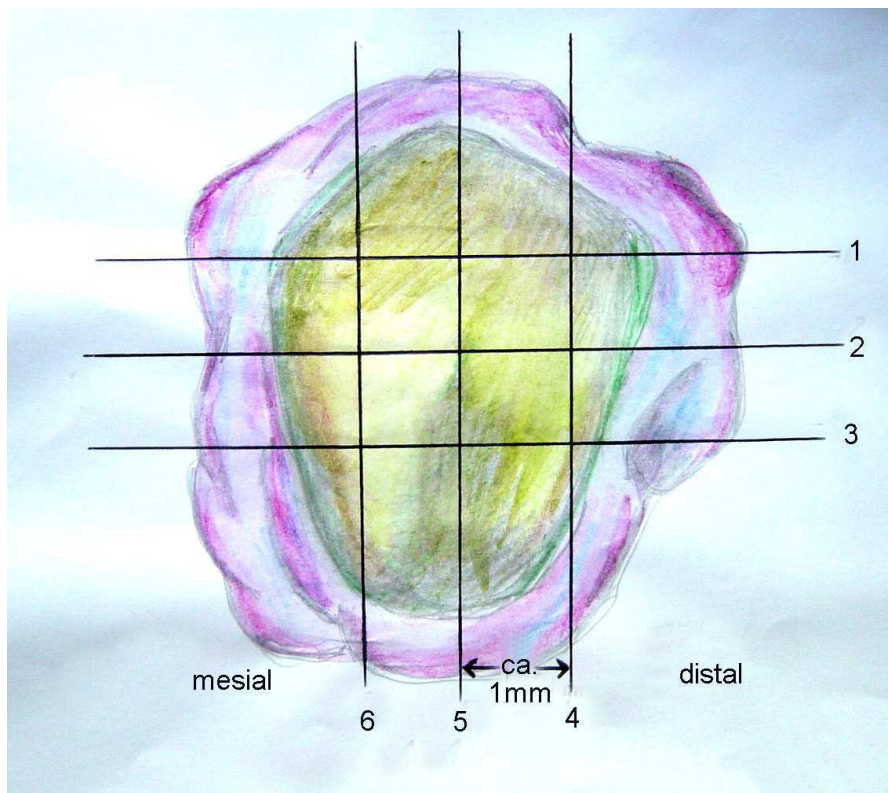


Abb. 14 Schnittführung für die Randspaltmessung einflügeliger Brücken

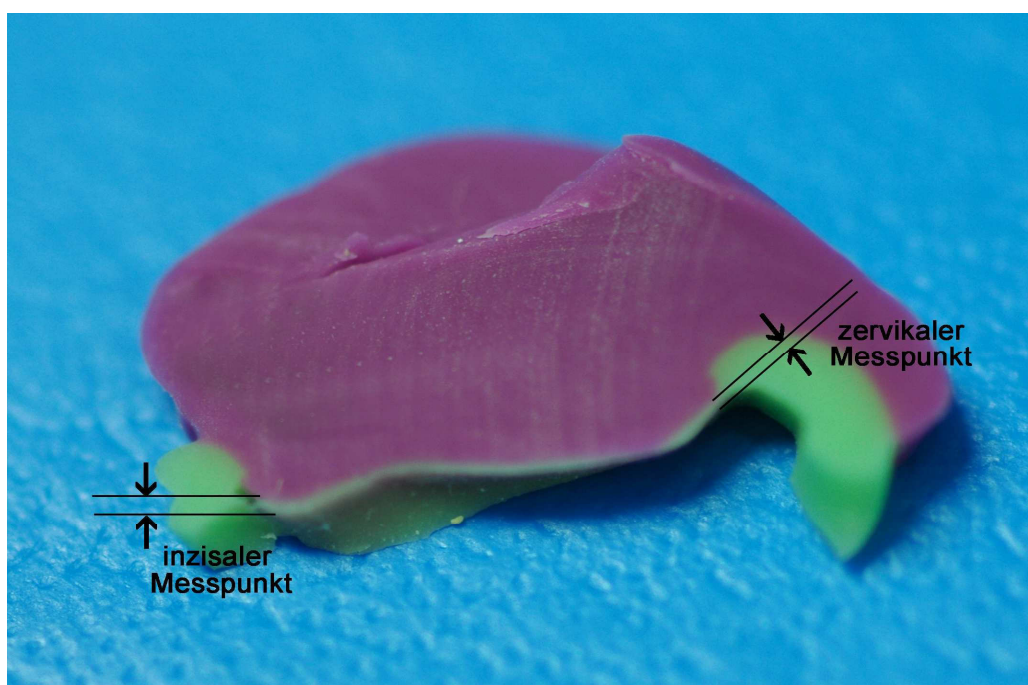


Abb. 15 Schnittkante Nr. 4 von der Fit Checker Probe eines einflügeligen Brückengerüsts

Mittels Auflichtmikroskop (Axiotech, Zeiss, Jena) wurden nun die Randspalten (Abb. 15) zwischen Brückenflügel und Modell ausgemessen. An jeder Schnittfläche erfolgten jeweils zwei Messungen (inzisal-zervikal bzw. mesial-distal). So erhielt man pro Brückenflügel zwölf Messpunkte.

4.3.3 Untersuchungen zur Verbundfestigkeit

4.3.3.1 Vorbehandlung und Befestigung der Adhäsivbrücken

4.3.3.1.1 Auswahl der Befestigungssysteme

Für die Prüfung der Verbundfestigkeit wurden drei Befestigungskomposite ausgewählt: Panavia F 2.0 (Kuraray Europe, Frankfurt/M) Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und RelyX Unicem (3MEspe, Seefeld). Anhand der Herstellerangaben ergeben sich folgende Indikationsgebiete:

Panavia F 2.0 - System (Kuraray Europe, Frankfurt/M)

Panavia F 2.0 ist ein fluoridfreisetzendes, dualhärtendes Zementsystem auf Komposit-Basis. Es wird vom Hersteller zur Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Stiften, Maryland-Klebebrücken, Schienen, Veneers und Cerec-Inlays empfohlen. Es handelt sich hierbei um ein Paste-Paste-System (Paste A und Paste B), welches im Verhältnis 1:1 angemischt wird. Zur Konditionierung der metallischen Restaurationen empfiehlt die Firma Kuraray Europe den Alloy Primer (Kuraray Europe, Frankfurt/M), eine auf Metall haftende Grundierung, welche laut Hersteller eine hohe Haftung der metallischen Konstruktionen vermittelt.

RelyX Unicem- System (3MEspe, Seefeld)

RelyX Unicem ist ein dualhärtender, selbstkonditionierender Komposit-befestigungszement. Sein Indikationsspektrum umfasst die Zementierung von Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Wurzelstiften und Schrauben aus Vollkeramik, Komposit oder Metall. Es handelt sich hierbei um ein Kapselsystem, welches so die richtige Dosierung erleichtert. Eine Konditionierung der zu verklebenden Restaurationen ist laut Hersteller nicht nötig.

Variolink II - System (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Bei Variolink II handelt es sich um ein röntgenopakes, dualhärtendes Kompositsystem. Mit ihm lassen sich indirekte Restaurationen wie Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Veneers und metallfreie Adhäsivbrücken auf Keramik- und Kompositbasis adhäsiv befestigen. Das System besteht aus zwei zu gleichen Teilen zu vermischenden Pasten (Base und Katalysator), welche in drei Konsistenzen (low, high, ultra) und verschiedenen Farbabstufungen angeboten werden. In Rahmen dieser in-vitro Studie entschied man sich für die Konsistenz "low" in dem Farbton transparent.

4.3.3.1.2. Auswahl der Silikatisierungsverfahren

Silikatisierungs- bzw. Silanisierungsverfahren werden zur Verbesserung des Verbundes zwischen Metallen und Kunststoffen bzw. Befestigungskompositen genutzt. Es können jedoch auch Kunststoff- oder Keramikoberflächen durch diese Verfahren mit einer silikatischen Adhäsivschicht belegt werden, was der Retentionsverbesserung dient. Für diese Arbeit wurden zur Silikatisierung der EMF-Prüfmodelle und der Adhäsivbrückengerüste das Silicoater-Verfahren (Heraeus, Hanau) und das Rocatec-Verfahren (3MEspe, Seefeld) ausgewählt.

4.3.3.1.3 Befestigung der einflügeligen und zweiflügeligen In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste

Zur Überprüfung der verschiedenen Verbundmöglichkeiten kamen drei Befestigungskomposite zum Einsatz: Panavia F 2.0 (Kuraray Europe, Frankfurt/M), RelyX Unicem (3MEspe, Seefeld) und Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Vor jeder Befestigung mit einem der Befestigungskomposite wurden die EMF-Prüfmodelle und die vollkeramischen Brückengerüste mit Korund (110 µm) (Korox 100, Bego, Bremen) bei 2,5 bar (Rocatec Delta, 3MEspe, Seefeld) gestrahlt.

Bei den zweiflügeligen vollkeramischen Adhäsivbrücken wurden acht Befestigungsvarianten mit je drei bis sechs experimentellen Brücken getestet.

An den einflügeligen Adhäsivbrücken wurden insgesamt sechs Befestigungsvarianten mit

je drei bis sechs experimentellen Brücken untersucht. Die Vorbehandlung der metallischen Prüfmodelle erfolgte für alle Gruppen außer bei der Verwendung von Panavia F 2.0 mit dem Silicoater-Verfahren (Heraeus, Hanau). Bei der Befestigung mit Panavia F 2.0 (Kuraray Europe, Frankfurt/M) wurden die metallischen Modelle mit Rocatec (3M Espe, Seefeld) gestrahlt. Das Anmischen der Befestigungskomposite und das Verkleben der Brückengerüste mit den EMF-Prüfmodellen erfolgte nach den jeweiligen Herstellerangaben.

Die Abb. 16-23 geben eine schematische Darstellung über die Befestigungsvarianten der vollkeramischen Brückengerüste wieder:

1. Variante: Befestigung der Adhäsivbrücken mit Panavia F 2.0

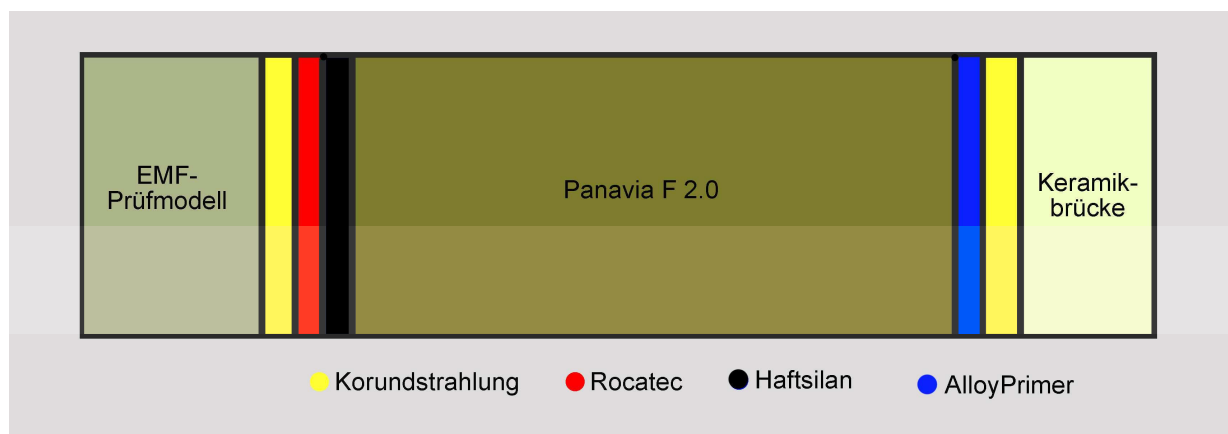


Abb. 16 Befestigung mit Panavia F 2.0 durch die vorherige Konditionierung des Brückengerüsts mit Alloy Primer (Kuraray Europe, Frankfurt/M)

2. Variante: Befestigung der Adhäsivbrücken mit RelyX Unicem

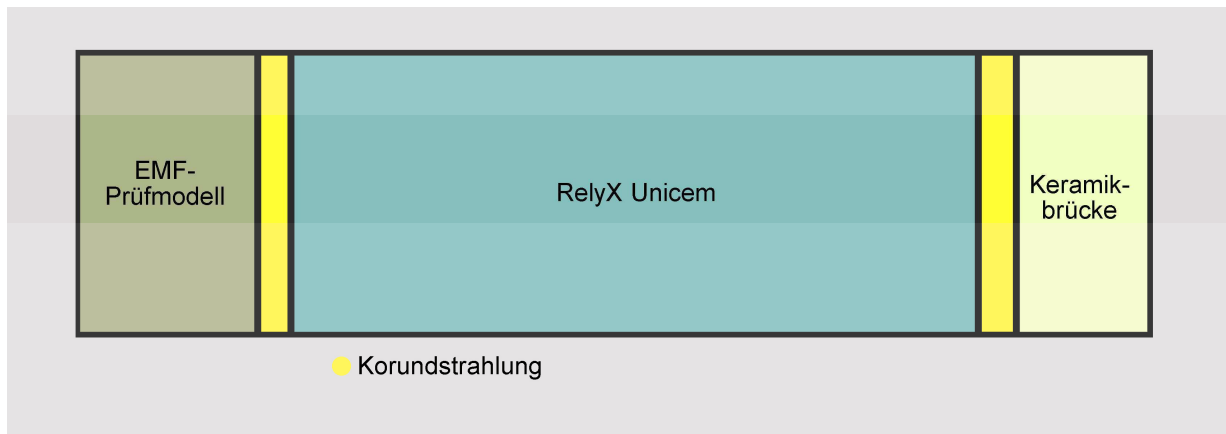


Abb. 17 Befestigung mit RelyXUnicem (3MEspe, Seefeld) ohne Brückengerüst-konditionierung

3. Variante: Befestigung der Adhäsivbrücken mit Variolink II ohne bzw. mit Hilfe unterschiedlicher Konditionierungsmöglichkeiten

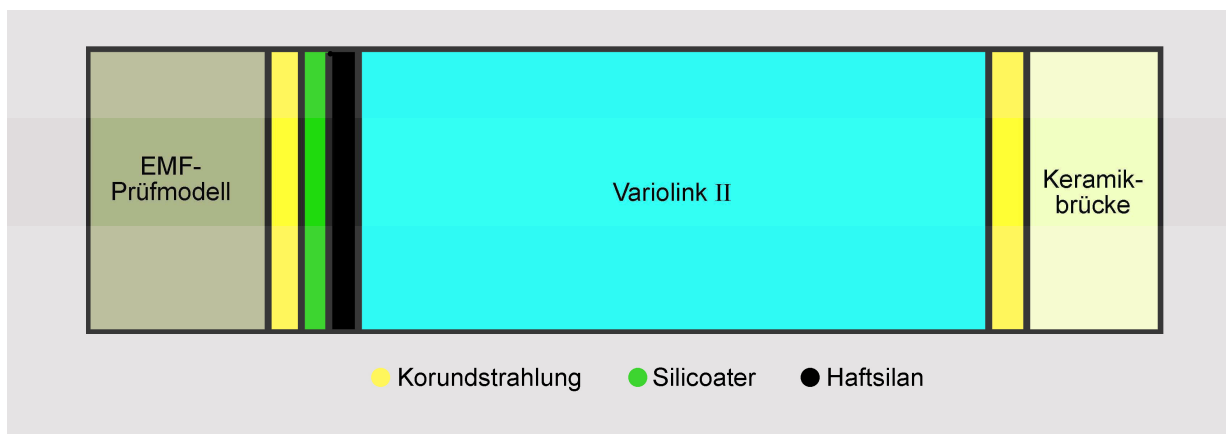


Abb. 18 Befestigung mit Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ohne Brückengerüstkonditionierung

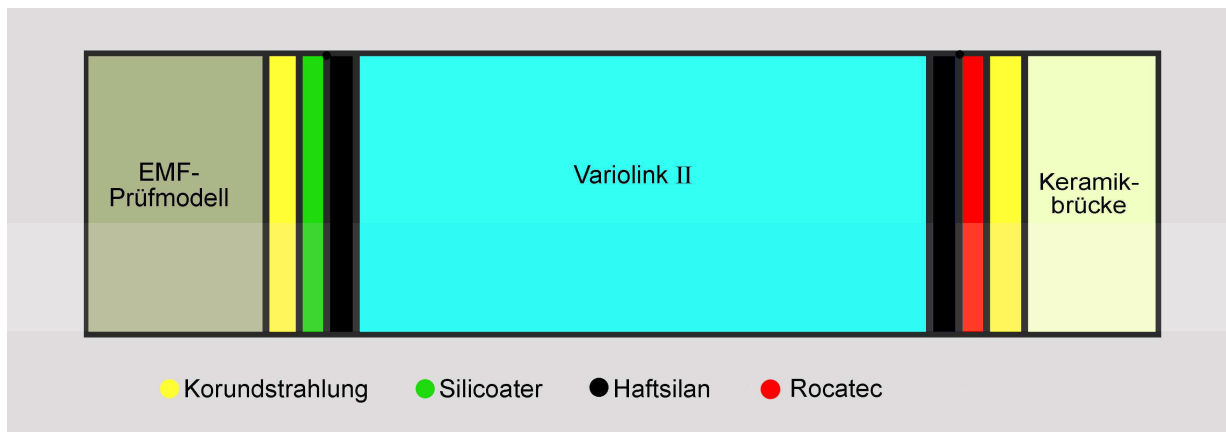


Abb. 19 Befestigung mit Variolink II durch Konditionierung des Brückengerüsts mit Rocatec (3MESpe, Seefeld) und Haftsilan (Siliseal) (Heraeus, Hanau)



Abb. 20 Befestigung mit Variolink II durch Konditionierung des Brückengerüsts mit dem Silicoater- Verfahren (Heraeus, Hanau) und einem Haftsilan (Siliseal) (Heraeus, Hanau)

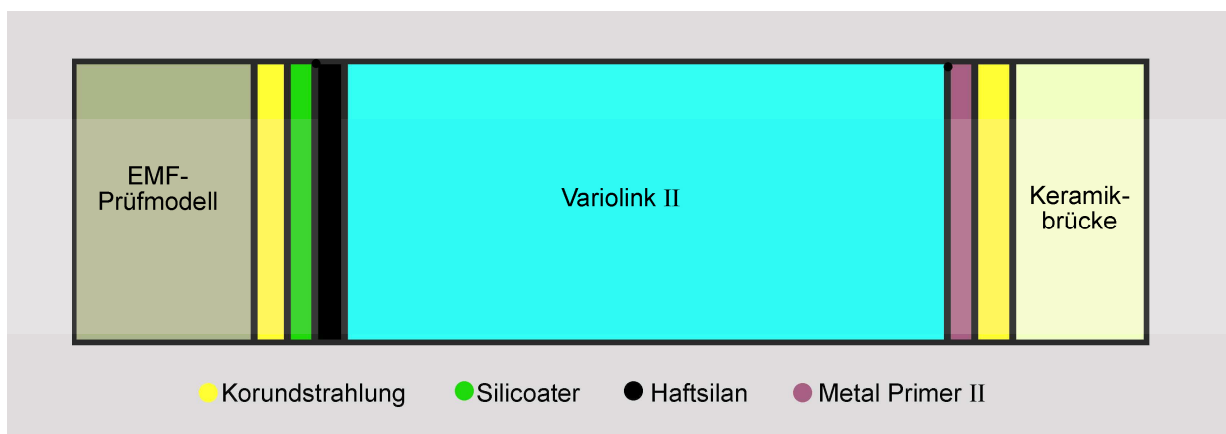


Abb. 21 Befestigung mit Variolink II durch Konditionierung des Brückengerüsts mit Metal Primer II (GC, München)

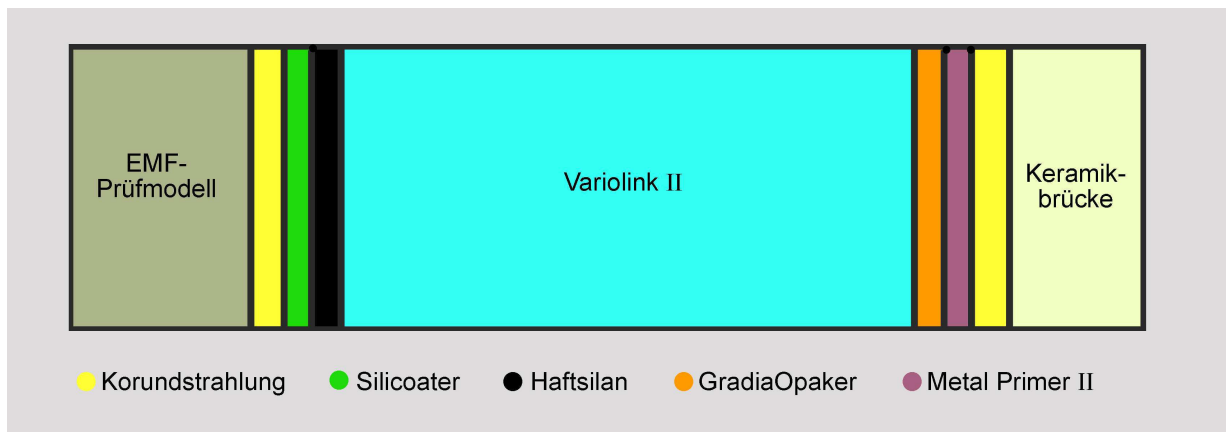


Abb. 22 Befestigung mit Variolink II durch Konditionierung des Brückengerüsts mit Metal Primer II und Auftragen von Opaker (Gradia) (GC, München)

Nach der Vorbehandlung der EMF-Prüfmodelle und der Brückengerüste erfolgte das Auftragen von Haftsilan (Siliseal, Heraeus, Hanau) auf den Prüfmodellen und das Auftragen des Metal Primer II (GC, München) auf den Brückengerüsten. Im Anschluss wurde auf die Innenfläche der Brückengerüstflügel eine dünne Opakerschicht (Dicke: 10-20 μm) (Gradia, GC, München) aufgetragen und für 90 Sekunden lichtgehärtet (Dentacolor XS, Heraeus, Hanau). Dann erfolgte die Verklebung der Brückengerüste mit den EMF-Prüfmodellen mittels Variolink II.



Abb. 23 Befestigung mit Variolink II durch Konditionierung des Brückengerüsts mit einem Versuchsprimer und Auftragen eines Versuchsopakers (Uni Jena)

Alle mit den Prüfmodellen verklebten Brückengerüste (Abb. 24) lagerten im Anschluss bis zur vollständigen Aushärtung der Befestigungszemente für 24 Stunden im Wasserbad bei 37°C (Trockenofen, WTC Binder, Tuttlingen).

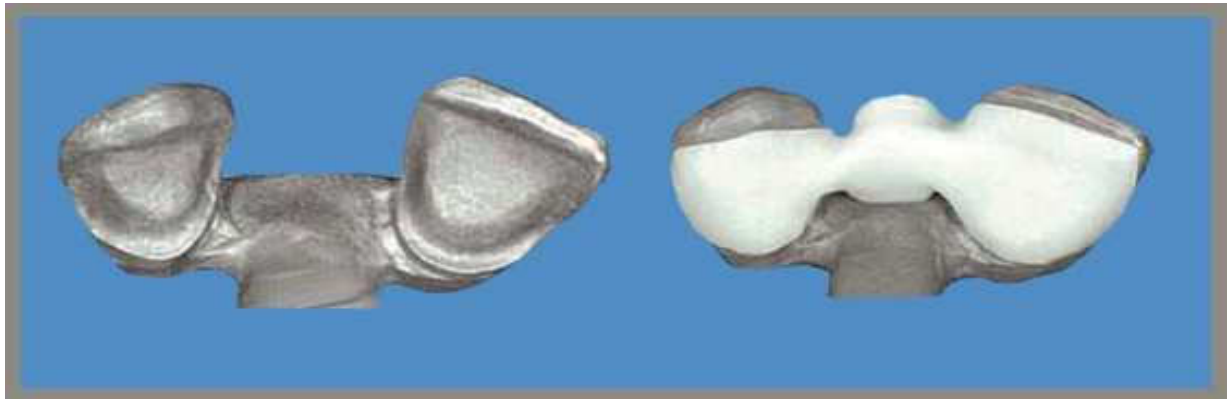


Abb. 24 Prüfmodell ohne und mit verklebtem zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüst

4.3.3.1.4 Befestigung der zweiflügeligen EMF-Adhäsivbrückengerüste

Für die Verbunduntersuchung der zehn zweiflügeligen metallischen Adhäsivbrücken wurden zwei Befestigungszemente ausgewählt, Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Panavia F 2.0 (Kuraray Europe, Frankfurt/M). Je Befestigungsvariante wurden drei Adhäsivbrücken mit den Prüfmodellen verklebt. Alle Brückengerüste und EMF-Prüfmodelle wurden wie bei den vollkeramischen Adhäsivbrückengerüsten zuerst mit Korund (110 µm) (Korox 100, Bego, Bremen) bei 2,5 bar gestrahlt. Die Vorbehandlung der EMF-Prüfmodelle erfolgte bei der Verwendung von Panavia F 2.0 mit dem Rocatector (3MEspe, Seefeld) und bei der Verwendung mit Variolink II mit dem Silicoater-Verfahren (Heraeus, Hanau). Bei der Verwendung von Variolink II als Befestigungszement erfolgte die Konditionierung der Brückengerüste mit Silicoater, Metal Primer II und Gradia- Opaker (GC, München) oder mit Versuchsopaker und -Primer (Uni Jena). Eine Konditionierung der Gerüste, die mit Panavia F 2.0 verklebt wurden, fand mit dem Alloy Primer (Kuraray Europe, Frankfurt/M) statt. Auch die metallischen Brückengerüste wurden im Anschluss an die Verklebung bis zur vollständigen Aushärtung für 24 Stunden im Wasserbad bei 37°C (Trockenofen, WTC Binder, Tuttlingen) gelagert.

4.3.3.2 Thermozyklische Alterung

Nach der Aushärtungszeit der Befestigungszemente wurden die Prüfkörper einer künstlichen Alterung unterzogen. Hierzu diente ein Temperaturlastwechsel zwischen 5°C kaltem und 55°C warmen Wasserbad mittels Thermozykler (Willytec, München) für 10.000 und 25.000 Zyklen. Jeder Zyklus umfasste jeweils eine halbe Minute Verweildauer in den Bädern (15 sec. 5°C, 15 sec. 55°C).

4.3.3.3 Druckscherversuch

Der Zugscherversuch erfolgte mit Hilfe der Universal-Prüfmaschine 1435 (Zwick/Roell Z005, Ulm). Dabei wurde dieser Versuch bei allen Brückengerüsten nach 10.000 oder 25.000 Wechsellasten durchgeführt.

Zur Ermittlung der Verbundfestigkeit wurden alle verklebten Brücken mit den Prüfmodellen in einen eigens dafür entwickelten Adapter in die Prüfmaschine eingespannt. Die Belastung erfolgte von frontal im rechten Winkel auf das Brückenzwischenglied, bei einem Vorschub von 1 mm/min bis zum Ablösen der Brückenflügel.

Die Abb. 25 zeigt in einer Übersichtsaufnahme den Versuchsablauf. In der Abb. 26 ist ein vergrößerter Ausschnitt des Zugscherversuches abgebildet, wobei der Brückenprüfkörper im Adapter sitzt.

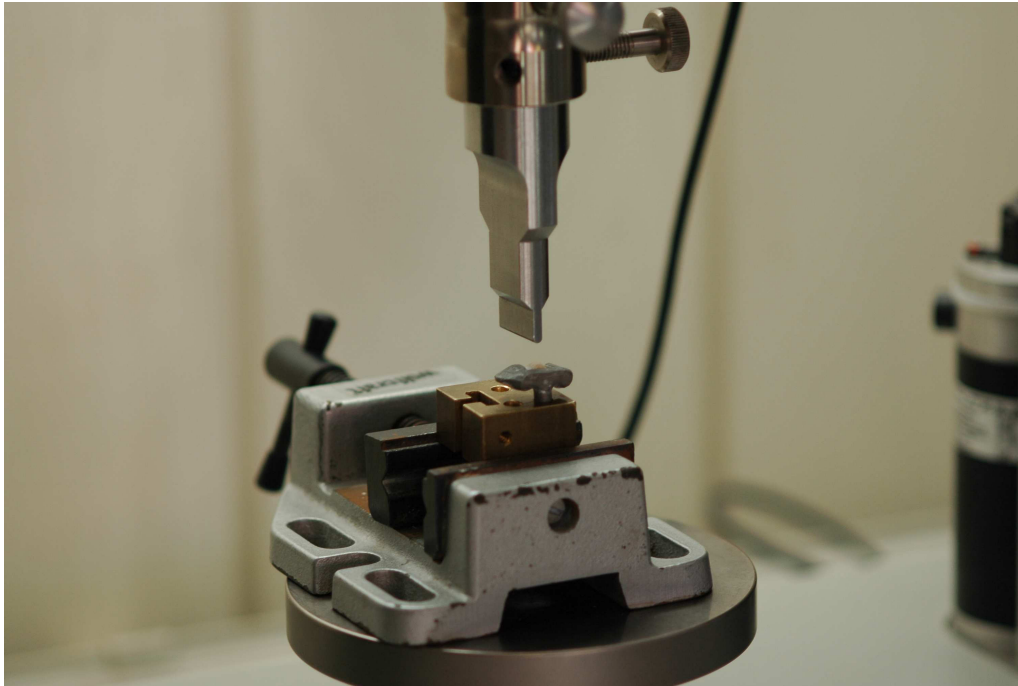


Abb. 25 In der Prüfmaschine eingespannter Prüfkörper



Abb. 26 Vergrößerter Ausschnitt des Zugscherversuches

4.3.3.4 Statistische Auswertung

Die Statistik wurde mit dem Statistik-Programm SPSS (SPSS, München), Version 19 durchgeführt. Es wurde die Häufigkeitsverteilung der Daten analysiert. Aus der Datenmenge (Messwerte) wurde der Median, der Mittelwert, die statistische Streuung (Spannweite) und die Standardabweichung ermittelt.

Die statistische Auswertung der Datenmenge erfolgte mittels nichtparametrischer Tests. Hierbei kamen der Friedmann-, der Wilcoxon-, der H-Test nach Kruskal-Wallis und der Mann-Whitney-U-Test zur Anwendung. Mittels Friedmann-Test konnte man eine Auswertung von mehr als zwei verbundenen Stichproben vornehmen, um pauschal eine Signifikanz zwischen den Stichproben aus einer Gruppe nachzuweisen. Durch den Wilcoxon-Test konnte man Paarvergleiche innerhalb einer Gruppe vornehmen. Der H-Test nach Kruskal-Wallis kam bei mehr als zwei unabhängigen Stichproben zur Anwendung. Hiermit konnte zwischen unterschiedlichen Gruppen einer Versuchsreihe auf Signifikanz getestet werden. Und der Mann-Whitney-U-Test diente zur Überprüfung von zwei unabhängigen Stichproben (Paarvergleich). Das Signifikanzniveau wurde mit $p \leq 0,05$ festgelegt, d.h. bei p-Werten die kleiner gleich 0,05 sind, liegt ein signifikanter Unterschied vor.

Erfolgte vor der statistischen Auswertung der Daten durch den Wilcoxon- bzw. Mann-Whitney-U-Test (Paarvergleiche) der Friedmann- bzw. Kruskal-Wallis Test wurde im Anschluss der Tests eine α -Adjustierung mittels Holm-Shaffer-Verfahren bzw. Holm-Verfahren durchgeführt.

5 Ergebnisse

5.1 Gerüststärkenmessung

Die anhand der festgelegten Messpunkte ermittelten Gerüststärken liegen alle über den von der Industrie und in der Literatur geforderten Mindeststärken. Bei der Gestaltung der Brückenglieder und der Verbinderstärken wurde darauf geachtet, dass die Fläche des Verbinders im Verhältnis 5:4 (Verhältnis von Höhe und Breite des Verbinders) umgesetzt wurde.

Die folgenden Tabellen zeigen die durchschnittlichen Messwerte der verschiedenen Brückengerüste. Es sind unter den einzelnen Messpunkten die dazugehörenden Mittelwerte und Medianwerte aufgelistet. Die Mittelwerte (Durchschnitt) setzen sich aus den jeweils gemessenen Einzelwerten der Brückengerüste zusammen. Insgesamt wurden 30 einflügelige und 40 zweiflügelige Brückengerüste hinsichtlich ihrer Gerüststärke vermessen.

In den folgenden Abbildungen (Abb. 27-31) werden die Messwerte mittels Boxplots dargestellt. Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte (mit Ausnahme der Ausreißer). Der obere Balken zeigt dabei den gemessenen Maximalwert und der untere Balken den Minimalwert an. Im Bereich der Box befinden sich 50% aller Messwerte. Der horizontale Balken innerhalb dieser Box stellt den Medianwert dar.

5.1.1 Einflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste

Die Gerüststärken im Bereich der Brückenflügel bei den einflügeligen In-Ceram Zirconia Brücken liegen im Durchschnitt zwischen 0,8 und 1 mm. Im Bereich des Verbinders 13-12 liegen die Werte bei 8,6 mm². Die Tab.1 zeigt die Zusammensetzung der Werte. Bei den Messpunkten 4 und 5 handelt es sich um die Verbinderstärken, wobei der Messpunkt "4" die Höhe (inzisal-zervikal) und der Messpunkt "5" die Breite (vestibulär-oral) des Verbinders angibt.

Tab. 1 Durchschnittliche Gerüststärkenwerte für die einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	Verbinder 4 x 5
Durchschnitt	0,88	0,78	0,99	3,27	2,63	8,58 mm ²
Median	0,87	0,75	0,99	3,23	2,66	8,55 mm ²
Standardabw.	0,02	0,07	0,07	0,19	0,91	0,69

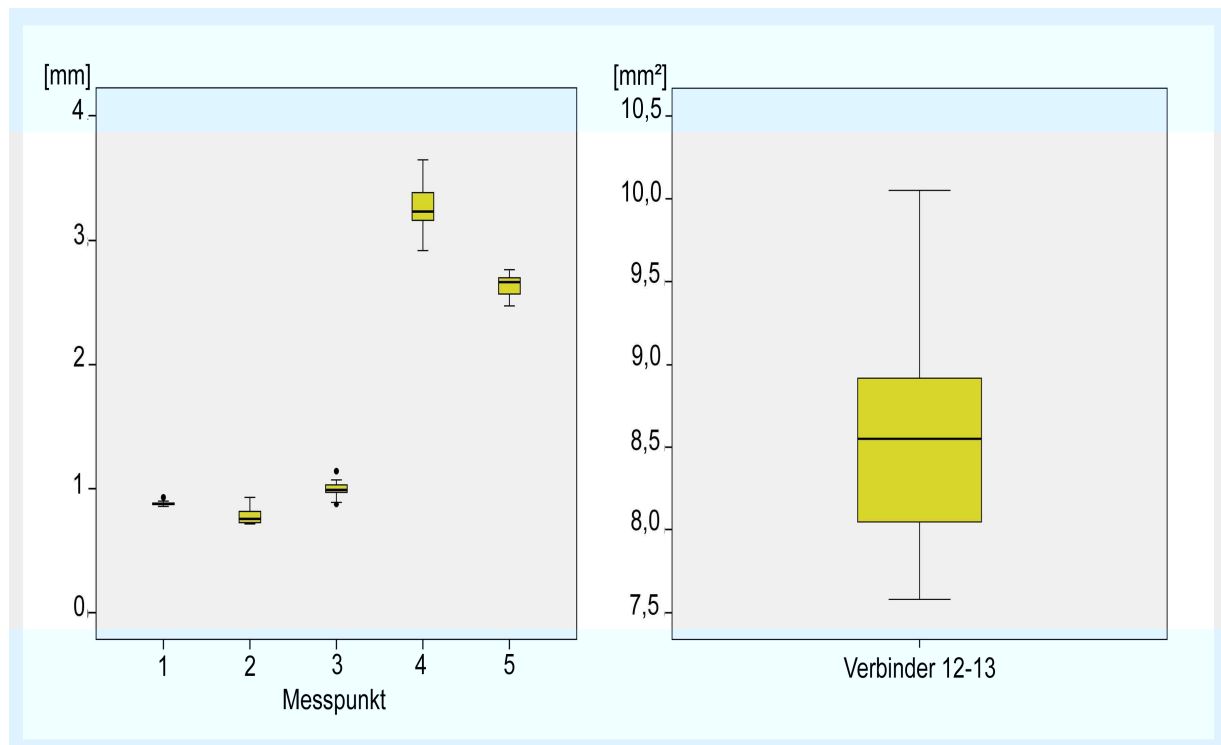


Abb. 27 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Gerüststärkenwerte einflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste

Hinsichtlich der einzelnen Messpunkte (1, 2, 3) und zwischen den Verbinderstärken (4, 5) bestehen keine signifikanten Unterschiede bei den einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüsten. Vergleicht man die Streuung der gemessenen Werte miteinander, so liegen diese eng zusammen. Dabei fällt die Verbinderhöhe (4) geringfügig größer aus als die Verbinderstärke (5), was konstruktive Gründe hat.

5.1.2 Einflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste

Tab. 2 Durchschnittliche Gerüststärkenwerte für die einflügeligen In-Ceram YZ Brücken

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	Verbinder 4 x 5
Durchschnitt	0,96	0,86	1,32	3,27	2,72	8,89 mm ²
Median	0,96	0,86	1,39	3,32	2,75	9,3 mm ²
Standardabw.	0,07	0,1	0,15	0,14	0,26	0,98

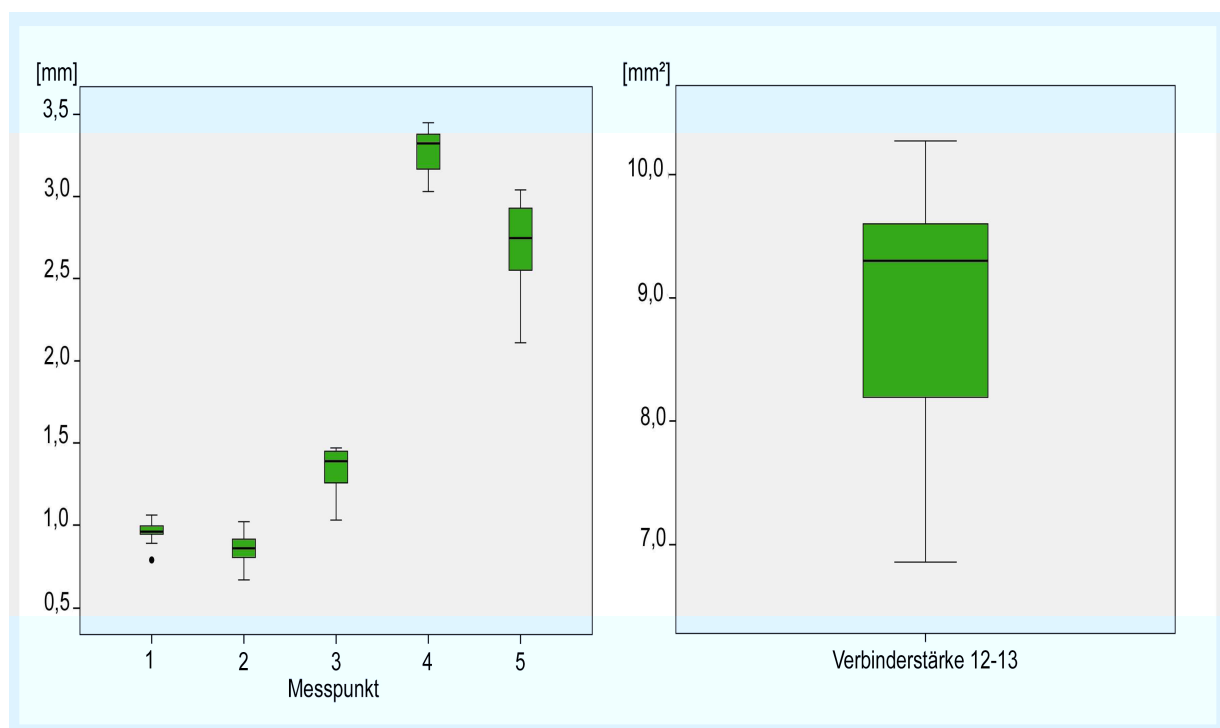


Abb. 28 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Gerüststärkenwerte einflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste

Die Medianwerte der einflügeligen In-Ceram YZ Gerüststärken bewegen sich zwischen 0,9 und 1,3 mm. Die Verbinderstärken messen durchschnittlich 9 mm². Im Vergleich der jeweiligen Messpunkte der einflügeligen Brücken (In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ) kann man statistisch mittels Kruskal-Wallis-Test keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen den Gerüststärken der einflügeligen Keramikbrücken erkennen (Abb. 27, 28).

5.1.3 Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste

Tab. 3 Durchschnittliche Gerüststärkenwerte für die zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brücken

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Verbinder 4 x 5	Verbinder 6 x 7
Durchschnitt	0,93	0,84	0,99	3,1	2,51	3,87	2,73	1,27	1,07	0,97	7,83 mm ²	10,57 mm ²
Median	0,93	0,85	1	3,15	2,54	3,88	2,73	1,3	1,05	1,01	8,06 mm ²	10,59 mm ²
Standardab.	0,15	0,12	0,13	0,31	0,17	0,26	0,17	0,22	0,18	0,13	1,25	1,27

In der Tab. 3 sind die Mittelwerte (Durchschnitt) und die Medianwerte der 15 zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Adhäsivbrückengerüste für die einzelnen Messwerte zu sehen. Die Messpunkte "4" und "6" stellen dabei die Verbinderhöhe (zervikal-inzisal) und "5" und "7" die Verbinderstärke (vestibulär-oral) dar. Für den Verbinder 12-13 ist der durchschnittliche Querschnitt unter der Spalte Verbinder "4x5" abzulesen. Die Spalte Verbinder "6x7" spiegelt den Verbinder 11-12 wieder.

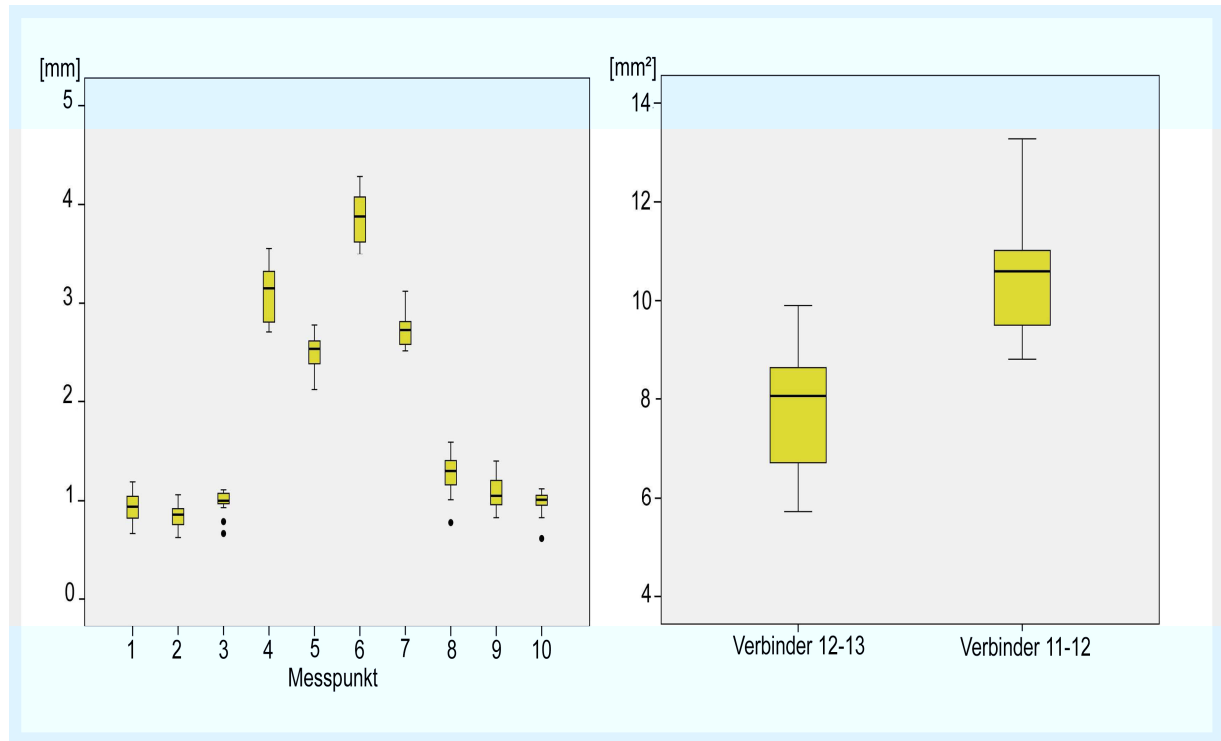


Abb. 29 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Gerüststärkenwerte zweiflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste

Wie in der Abb. 29 graphisch zusammengefasst, liegen im Bereich der Brückenflügel die

Medianwerte der Gerüststärken im Durchschnitt zwischen 0,9 und 1,3 mm und im Bereich der Verbinder 12-13 bei 8 mm² und 11-12 bei 10,6 mm². Dabei wurde aus konstruktiven bzw. statischen Gründen eine größere Verbinderhöhe (4, 6) gewählt. So konnte die Verbinderstärke (5, 7) zu Gunsten der ästhetischen Ansprüche dieser Brückengerüste, reduziert werden.

Im statistischen Vergleich der Messpunkte bzw. Verbinder der zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste konnten keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) festgestellt werden.

5.1.4 Zweiflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste

Tab. 4 Durchschnittliche Gerüststärkenwerte für die zweiflügeligen In-Ceram YZ Brücken

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Verbinder 4 x 5	Verbinder 6 x 7
Durchschnitt	1,07	0,92	1,21	3,15	2,43	3,75	2,65	1,16	1,21	1,1	7,67 mm ²	9,9 mm ²
Median	1,04	0,89	1,21	3,02	2,4	3,71	2,65	1,16	1,17	1,07	7,4 mm ²	9,73 mm ²
Standardab.	0,11	0,1	0,12	0,31	0,22	0,17	0,25	0,09	0,18	0,14	1,24	0,97

Für die 15 zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüste sind die Mittelwerte (Durchschnitt) und die Medianwerte in der Tab. 4 abzulesen. Die durchschnittlichen Verbinderstärken von den Verbindern 12-13 und 11-12 sind jeweils unter der Spalte Verbinder 4x5 oder 6x7 abzulesen.

Die Abb. 30 stellt diese Werte graphisch dar. Im Bereich der Brückenflügel liegen die Medianwerte der Gerüststärken durchschnittlich zwischen 0,9 und 1,2 mm und im Bereich der Verbinder 12-13 bei 7,4 mm² und 11-12 bei 9,7 mm².

Die Messwerte der zweiflügeligen Brückengerüste aus In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ sind dabei annähernd gleich (Abb. 29, 30).

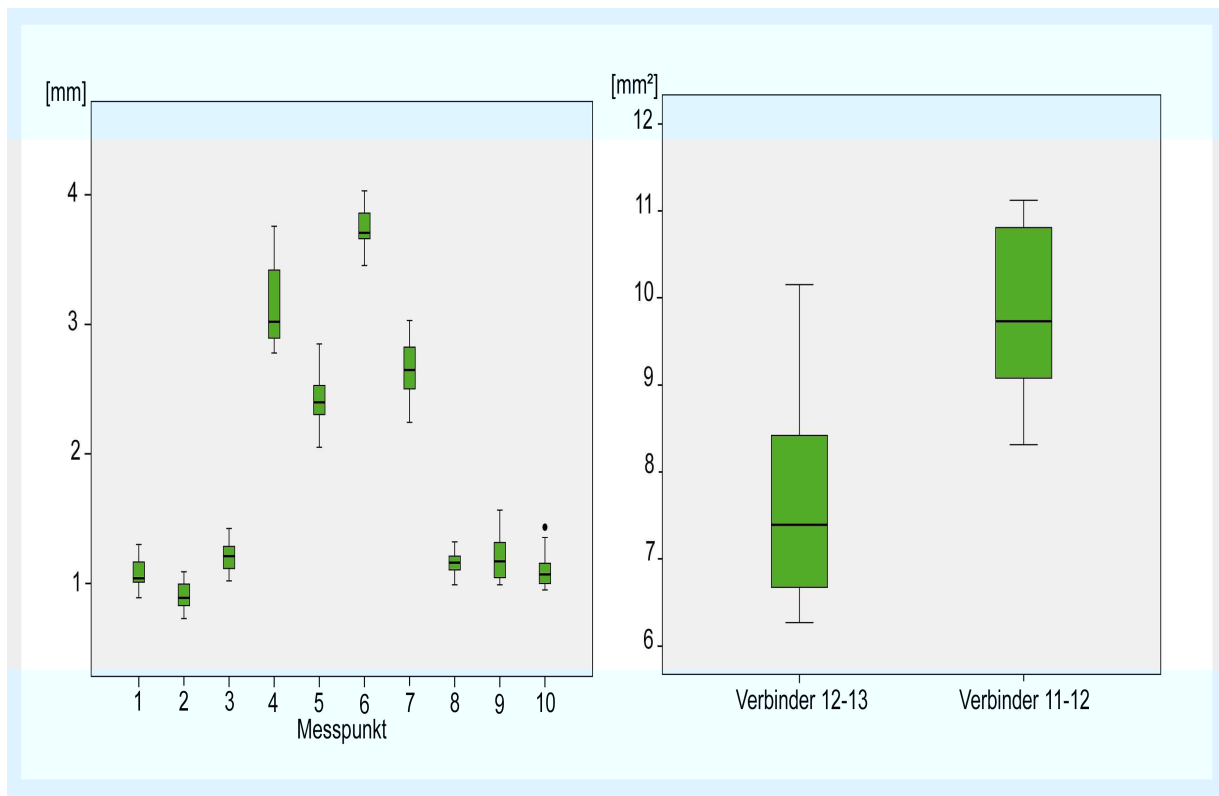


Abb. 30 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Gerüststärkenwerte zweiflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste

5.1.5 Zweiflügelige EMF-Brückengerüste

Diese EMF-Brückengerüste dienen als Vergleichsproben.

In der Tab. 5 sind ebenfalls die durchschnittlichen Gerüststärken für die einzelnen Messpunkte dargestellt. Wobei, wie bei den keramischen zweiflügeligen Brückengerüsten, die Messpunkte "4" und "6" die Verbinderhöhe und die Messpunkte "5" und "7" die Verbinderdicke zeigen.

Stellt man die Messwerte der EMF-Gerüste (Tab. 5, Abb. 31) den Messergebnissen der vollkeramischen Brückengerüste (Tab. 3 bzw. 4, Abb. 29, 30) gegenüber und vergleicht die Messpunkte bzw. die Verbinderstärken aller zweiflügeligen Brückengerüste mittels nichtparametrischen Tests (Kruskal-Wallis-Test) miteinander, so liegt kein signifikanter Unterschied (exakte Signifikanz: 1,00; $p > 0,05$) bezüglich ihrer Gerüststärken vor.

Tab.5 Durchschnittliche Gerüststärkenwerte für die zweiflügeligen EMF- Brücken

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Verbinder 4 x 5	Verbinder 6 x 7
Durchschnitt	0,55	0,51	0,45	3,39	1,89	4,08	2,17	0,54	0,76	0,62	6,37 mm ²	8,89 mm ²
Median	0,52	0,5	0,47	3,48	1,92	4,12	2,22	0,47	0,78	0,63	6,55 mm ²	9,13 mm ²
Standardab.	0,1	0,14	0,08	0,28	0,33	0,21	0,19	0,17	0,16	0,1	1,14	1,07

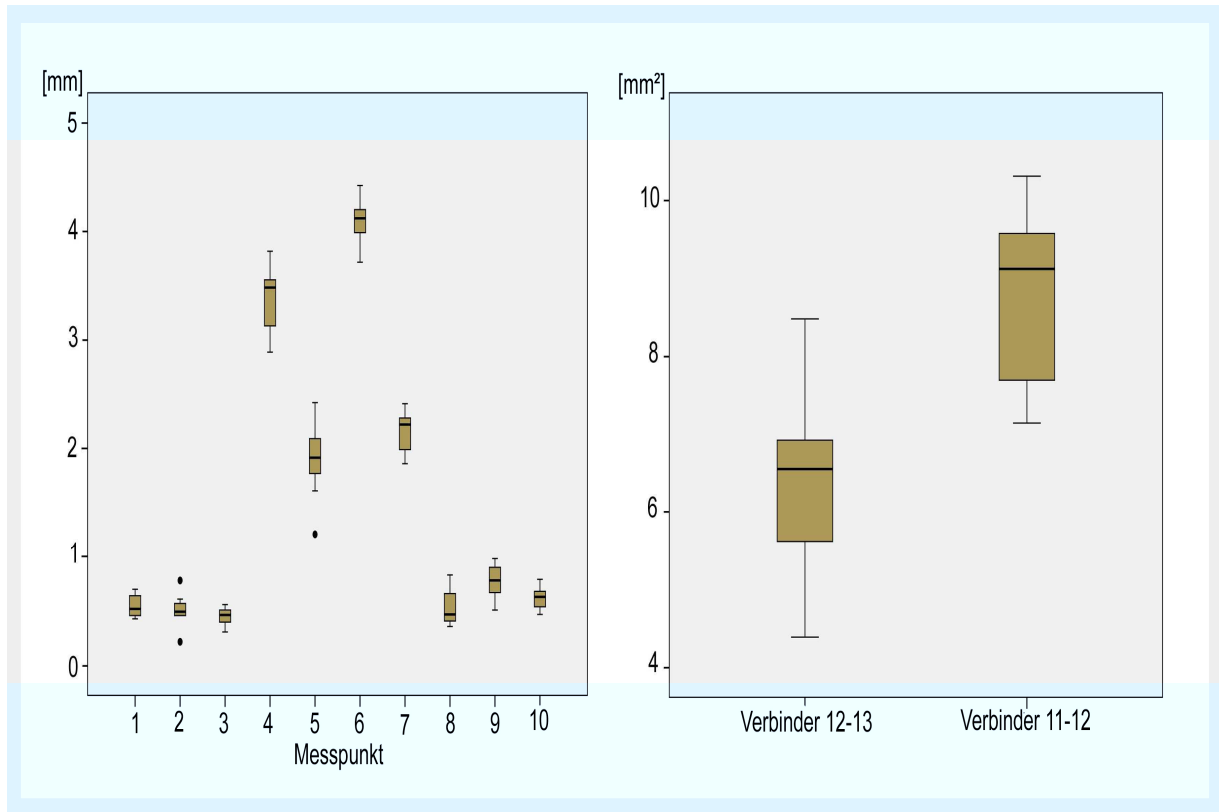


Abb. 31 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Gerüststärkenwerte zweiflügeliger EMF- Brückengerüste

Die Gerüststärken der EMF- Brückengerüste liegen im Durchschnitt zwischen 0,45 mm und 0,76 mm. Im Bereich der Verbinder liegen die Werte bei 6,37 mm² für 12-13 und 8,89 mm² für 11-12.

5.2 Randspaltmessung

5.2.1 Gemessene Randspalten in Abhängigkeit vom Material

Insgesamt wurden von 70 Adhäsivbrückengerüsten (je 15 ein- und zweiflügelige In-Ceram Zirconia und In-CeramYZ Brückengerüste und je 10 zweiflügelige EMF-Brückengerüste) Fit Checker Proben erstellt und mittels Auflichtmikroskop vermessen.

Die folgenden Tabellen (Tab. 6-10) zeigen die Mittelwerte (Durchschnitt), die Medianwerte und die Standardabweichung für die jeweiligen Messbereiche der verschiedenen Brückengerüste. Für jeden Brückenflügel wurden vier Messbereiche (inzisal, zervikal, medial, distal) ausgewählt, wobei jeder Messbereich je drei Messwerte enthält. Aus diesen Werten wurde im Anschluss der Mittelwert bzw. der Medianwert für den jeweils untersuchten Randspaltbereich errechnet.

In den Abbildungen (Abb. 32-41) werden die Ergebnisse graphisch durch Boxplotdiagramme dargestellt.

Die statistische Auswertung der Randspaltenwerte der Brückengerüste zeigte, dass zwischen den Randspalten der jeweiligen Brückenflügel der zweiflügeligen Brückengerüste kein und bei den einflügeligen Brückengerüsten ein signifikanter Unterschied besteht. D.h. die Gegenüberstellung der unterschiedlichen Brückengerüstmaterialien (In-Ceram Zirconia, In-Ceram YZ, EMF) ergab, dass die einflügeligen Brückengerüste einen Unterschied im Randspaltverhalten aufweisen. Dagegen lassen die zweiflügeligen Brückengerüste keinen Unterschied in der Passung der jeweiligen Brückenflügel erkennen.

5.2.1.1 Einflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrücken

Tab. 6 Durchschnittliche Randspaltenwerte für die einflügeligen In-Ceram Zirconia Brücken

Brückenflügel	13			
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal
Mittelwert	88,8	54,67	50,2	54,27
Median	83	52	48	58
Standardabw.	40,18	12,93	5,82	7,03

Die größten Randspalten der einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste sind im inzisalen Randbereich zu finden (83 µm) und fallen signifikant höher aus als die zervikalen, mesialen und distalen Werte (48 - 58 µm).

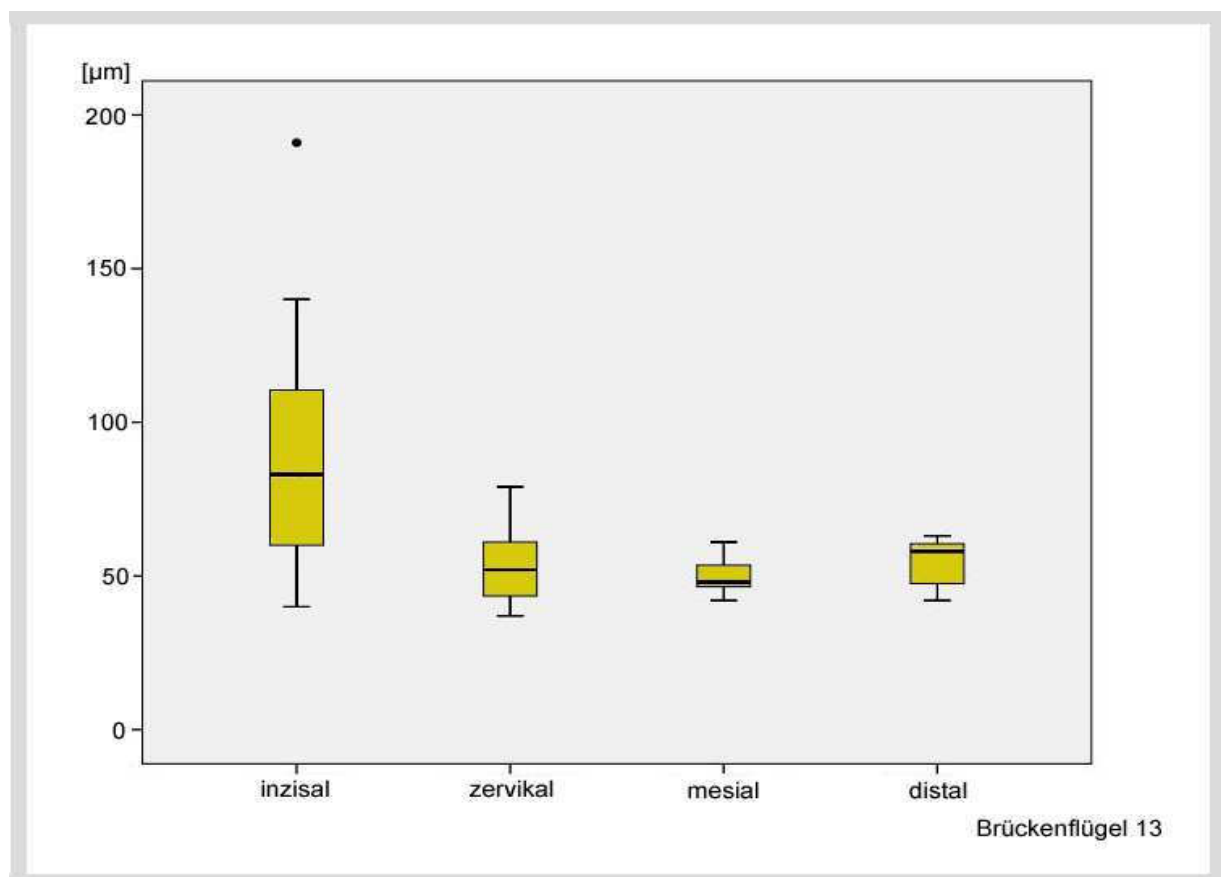


Abb. 32 Graphische Darstellung der Randspalten einflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste

In der Abb. 32 wird die Streuung der Messwerte graphisch dargestellt. Inzisal befinden sich 50% der gemessenen Randspalten in einem Bereich zwischen 59 μm und 111 μm . Im Vergleich sind bei den zervikalen, mesialen und distalen Randspalten die mittleren 50% der gemessenen Randspalten gering gestreut.

5.2.1.2 Einflügelige In-Ceram YZ Adhäsivbrücken

Der Randspalten des Brückenflügels 13 betragen im Durchschnitt zwischen 61 μm und 87 μm . Vergleicht man die durchschnittlich gemessenen Randspalten für den jeweiligen Messbereich liegen diese nahe zusammen (Abb. 7).

Tab. 7 Durchschnittliche Randspaltenwerte für die einflügeligen In-Ceram YZ Brücken

Brückenflügel	13			
[μm]	inzisal	zervikal	mesial	distal
Mittelwert	78,27	72,93	62,6	85,87
Median	77	70	61	87
Standardabw.	8,47	14,95	11,29	9,37

Eine differenziertere Betrachtung der gemessenen Randspalten zeigt die graphische Abbildung mittels Boxplot (Abb. 33). Hier sind die einzeln gemessenen Randspalten für den jeweiligen Messbereich aufgeschlüsselt.

Insgesamt sind die Streuungen innerhalb der Messbereiche größer. Vor allem zervikal und mesial besitzen die Minimum- und Maximumwerte eine höhere Spannweite. Statistisch lassen sich signifikante Unterschiede zwischen den distalen und mesialen Randspalten feststellen, sowie zwischen inzisal und mesial bzw. distal.

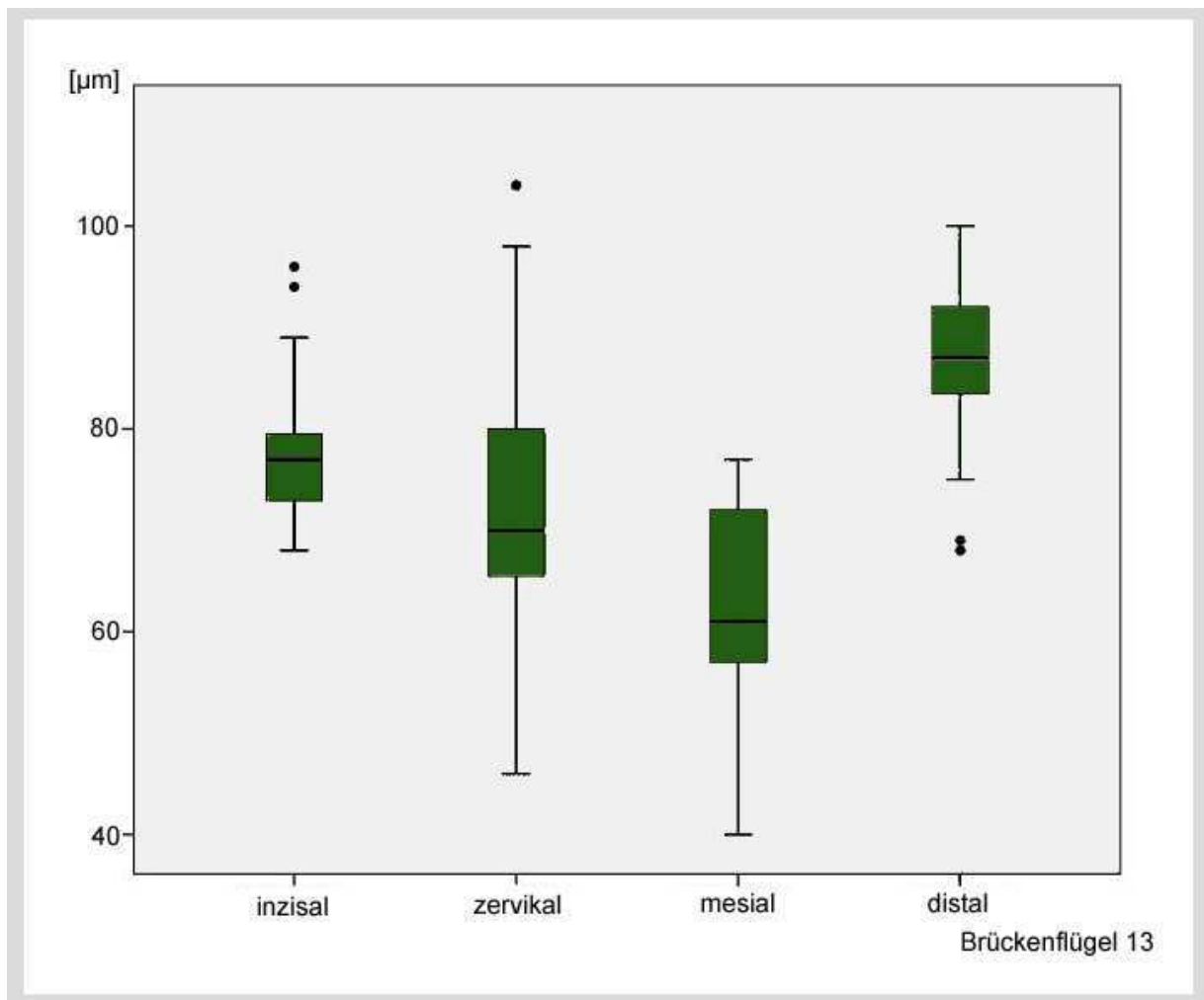


Abb. 33 Graphische Darstellung der Randspalten einflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste

5.2.1.3 Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrücken

Die durchschnittlichen Randspaltenwerte für die zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste sind in der Tabelle 8 abzulesen. Dabei fällt der distale Medianwert des Brückenflügels 11 mit 104 µm deutlich höher aus, als die anderen Messwerte der Brückenflügel 13 und 11 (64 µm - 87 µm).

Eine differenziertere Betrachtung der einzelnen Randspaltenwerte zeigt die Abb. 34. Um die Messbereiche der unterschiedlichen Brückenflügel besser vergleichen zu können, werden die jeweiligen Messwerte der beiden Brückenflügel gegenübergestellt

Tab. 8 Durchschnittliche Randspaltenwerte für die zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brücken

Brückenflügel	11				13			
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	inzisal	zervikal	mesial	distal
Mittelwert	87,07	66,73	114,87	115,93	77,73	72,47	81,47	74,4
Median	78	64	87	104	71	68	64	68
Standardabw.	28,53	17,97	57,1	46,64	23,31	26,6	42,39	26,33

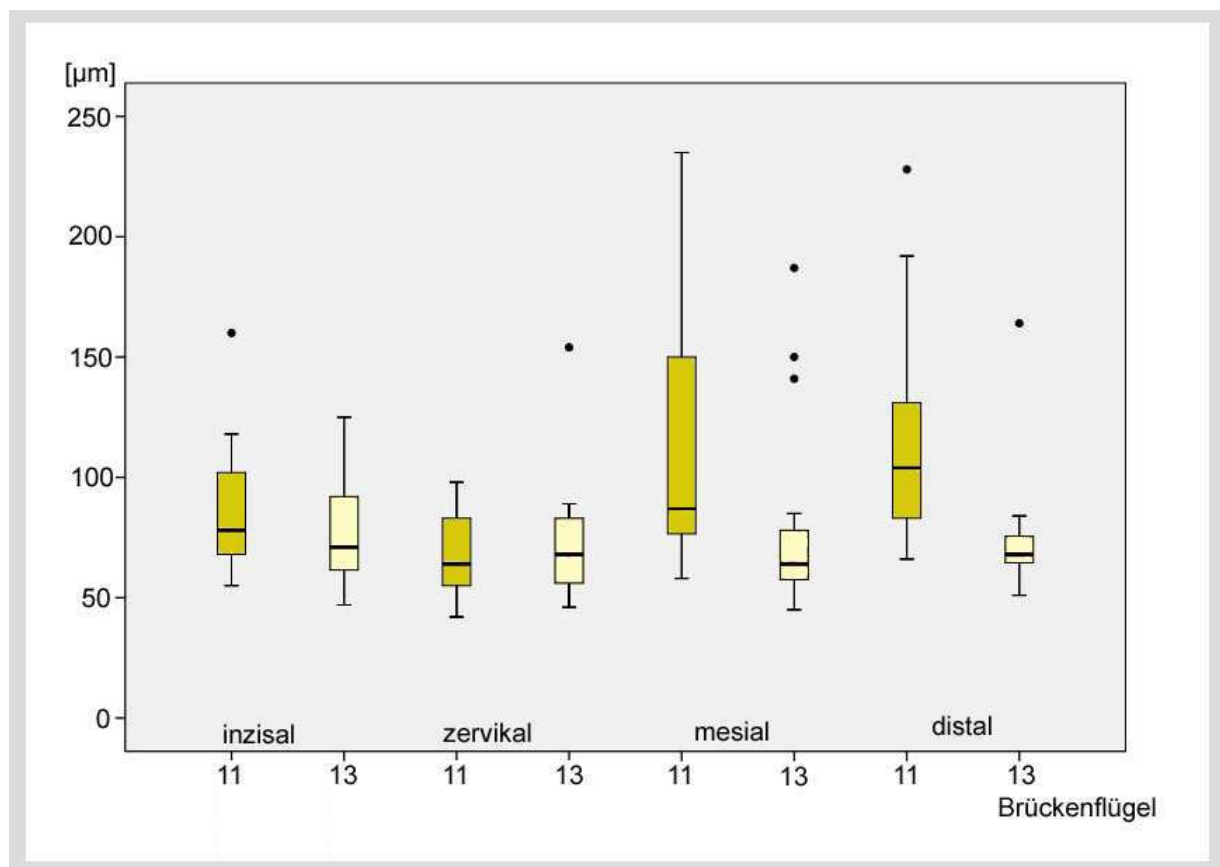


Abb. 34 Graphische Darstellung der Randspalten der einzelnen Messbereiche für die jeweiligen Brückenflügel zweiflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste

In der Abb. 34 zeigt sich eine breite Streuung der mesialen und distalen Randspalten des Brückenflügels 11. Der Medianwert des mesialen Brückenflügels 11 zeigt trotz großer Streuung dieser Messwerte keinen signifikanten Unterschied ($p \geq 0,05$) zum Medianwert des Brückenflügels 13. So dass man von einer ähnlichen Passgenauigkeit beider Brückenflügel im mesialen Bereich ausgehen kann. Eine Signifikanz und damit ein Unterschied in der Passung der Brückenflügel zueinander, liegt im distalen

Messbereich.

Die Abb. 35 zeigt den Gesamtdurchschnitt der vier Messbereiche für die jeweiligen Brückenflügel. Dabei ist zu erkennen, dass der Medianwert des Brückenflügels 11 höher liegt ($94 \mu\text{m} \pm 18,82$) als der des Brückenflügels 13 ($69 \mu\text{m} \pm 23,48$). Und damit ein signifikanter Unterschied ($p=0,007$) in der Gesamtpassung der zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste besteht.

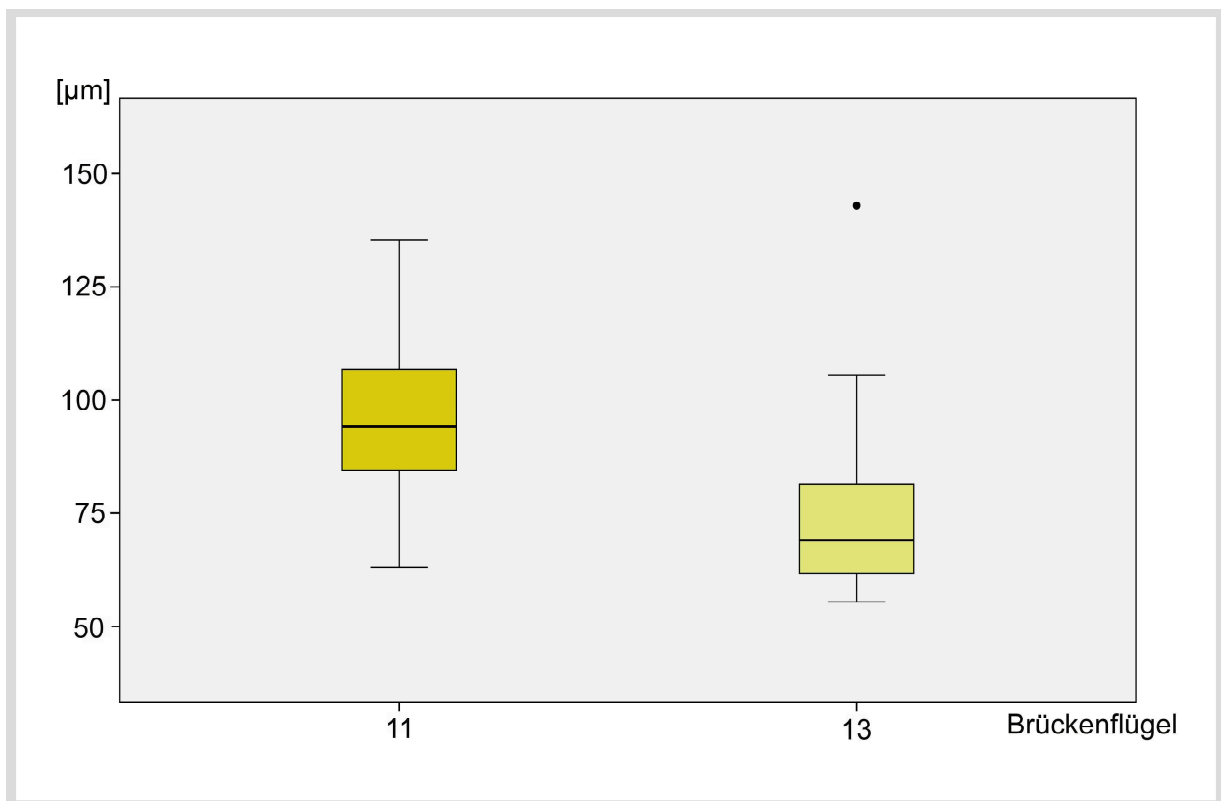


Abb. 35 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Randspalten der einzelnen Brückenflügel zweiflügeliger In-Ceram Zirconia Brücken

5.2.1.4 Zweiflügelige In-Ceram YZ Adhäsivbrücken

Die durchschnittlichen Randspalten des Brückenflügels 11 liegen zwischen 69 µm und 113 µm, die des Brückenflügels 13 befinden sich zwischen 66 µm und 98 µm (Tab. 9). Wie schon bei den Brückengerüsten aus In-Ceram Zirconia fällt eine größere Streuung der mittleren 50% der Messwerte des Brückenflügels 11 als bei den des Brückenflügels 13 auf.

Tab. 9 Durchschnittliche Randspaltenwerte für die zweiflügeligen In-Ceram YZ Brücken

Brückenflügel	11				13			
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	inzisal	zervikal	mesial	distal
Mittelwert	105,13	70,53	101,47	119,6	105,53	65,8	77,4	75,73
Median	95	69	93	113	98	66	72	66
Standardabw.	43,7	26,82	52,51	40,62	38,61	21,35	29,35	28,59

Die differenzierte Betrachtung (Abb. 36) der gemessenen Randspalten an den zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüsten zeigt, dass gerade im Bereich der approximalen und inzisalen Passung beider Brückenflügel Defizite bestehen. Die große Streuung der Messungen zeigt sich besonders für die inzisalen Messbereiche der Brückengerüste. Hier ist der Interquartilabstand der Randspalten am deutlichsten ausgeprägt. Die Medianwerte liegen dabei dicht zusammen. Vergleicht man die Brückenflügel hinsichtlich der einzelnen Messbereiche miteinander, so ergeben sich, ausgenommen zwischen den distalen Randspalten, keine signifikanten Unterschiede ($p \geq 0,05$).

In der Abb. 37 wird der jeweilige Gesamtdurchschnitt der einzelnen Brückenflügel dargestellt. Dabei zeigt sich, wie auch schon der Tab. 9 zu entnehmen, dass die Messwerte des Brückenflügels 11 größere Streuungen aufweisen als die des Brückenflügels 13. Der Medianwert des Brückenflügels 11 liegt bei $94 \mu\text{m} \pm 22,99$ und der des Brückenflügels 13 bei $77,75 \mu\text{m} \pm 19,73$.

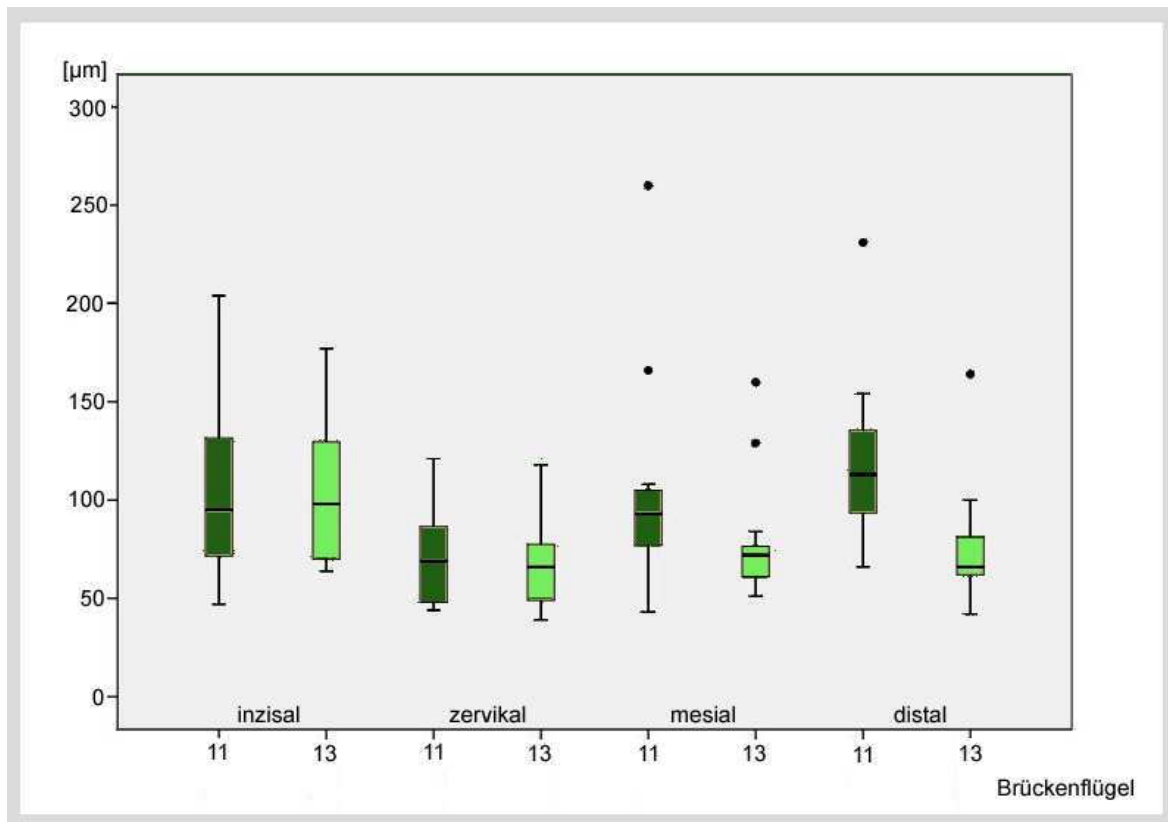


Abb. 36 Graphische Darstellung der Randspalten der einzelnen Messbereiche für die jeweiligen Brückenflügel zweiflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste

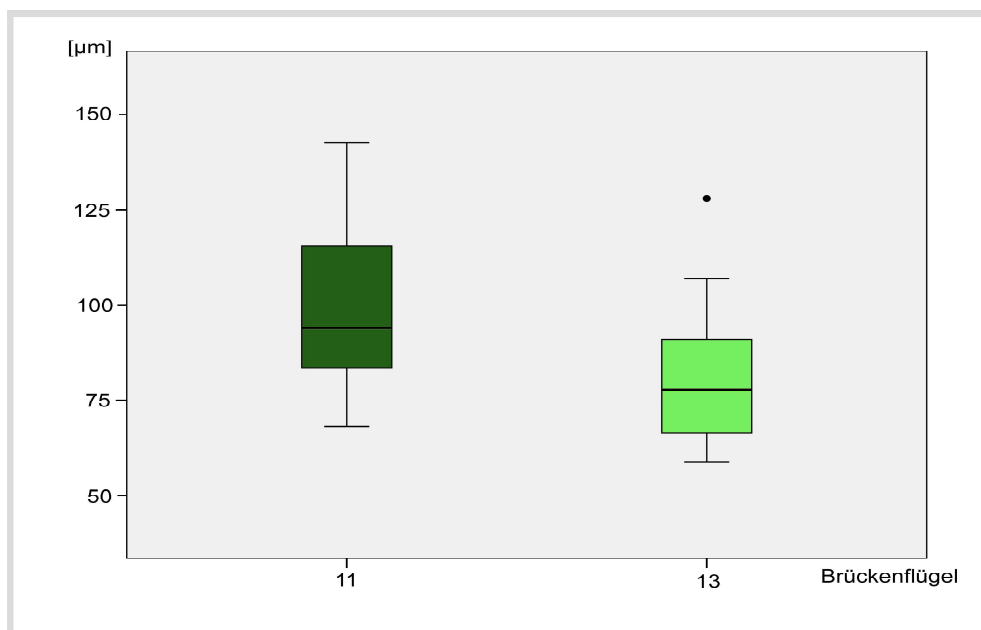


Abb. 37 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Randspalten der einzelnen Brückenflügel zweiflügeliger In-Ceram YZ Brücken

5.2.1.5 Zweiflügelige EMF-Adhäsivbrücken

Tab. 10 Durchschnittliche Randspaltenwerte für die zweiflügeligen EMF- Brücken

Brückenflügel	11				13			
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	inzisal	zervikal	mesial	distal
Mittelwert	66,5	53,3	91,4	93,8	63,3	63,6	89,2	92,7
Median	60,5	51	85,5	91,5	55,5	64	98,5	85,5
Standardabw.	21,45	9,89	38,57	26,59	31,26	12,4	21,9	29,26

In der Tabelle (Tab. 10) werden die jeweils ermittelten Messwerte für die zweiflügeligen EMF- Brückengerüste aufgezeigt. Die Medianwerte für die einzelnen Messbereiche liegen für den Brückenflügel 11 zwischen 51 µm und 91,5 µm und für den Brückenflügel 13 zwischen 55,5 µm und 98,5 µm.

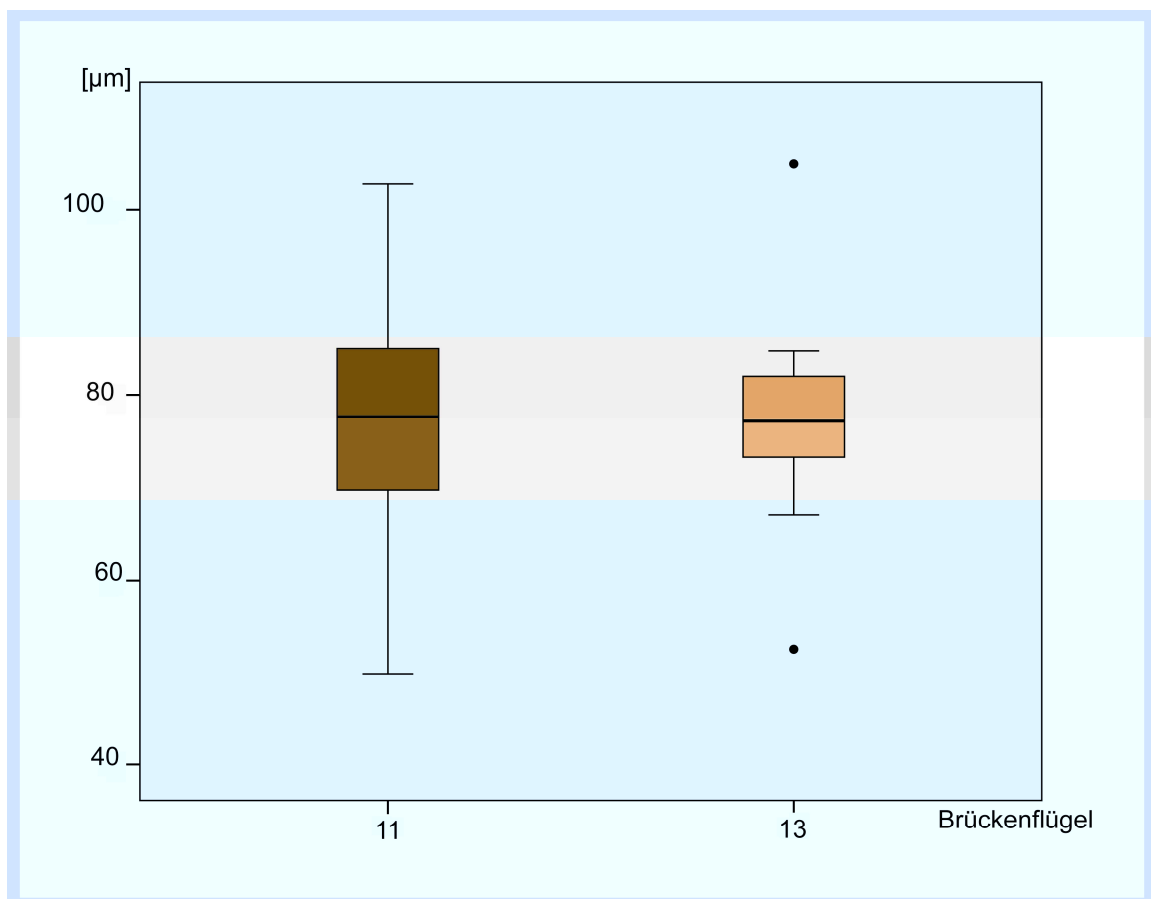


Abb. 38 Graphische Darstellung der durchschnittlichen Randspalten der einzelnen Brückenflügel zweiflügeliger EMF- Brückengerüste

Im Vergleich sind bei beiden Brückenflügeln die mittleren 50% der gemessenen Randspalten gering gestreut (Abb. 38) und damit liegt kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Messbereichen vor ($p=1,000$). In der graphischen Darstellung (Abb. 39) sind die einzeln gemessenen Randspalten für den jeweiligen Messbereich genauer zu beurteilen. Hier sind die Streuungen innerhalb der Messbereiche größer, vor allem mesial und distal besitzen die Minimum- und Maximumwerte eine höhere Spannweite. Vergleicht man die Interquartilabstände aller Messbereiche der beiden Brückenflügel miteinander, so fällt auf, dass die des Brückenflügels 13 größer sind. Dies wirkt sich aber nicht signifikant ($p \geq 0,05$) auf die Gesamtpassung der EMF-Brückengerüste aus.

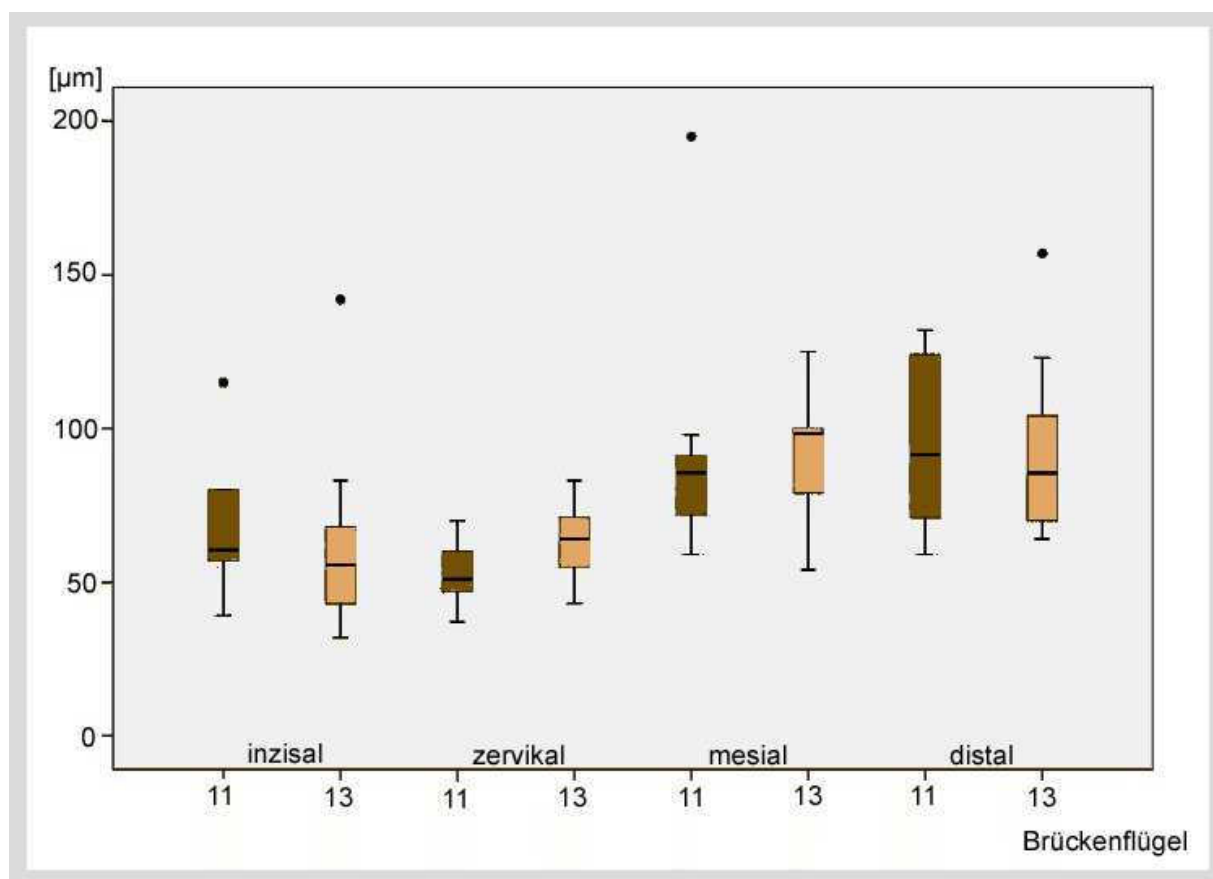


Abb. 39 Graphische Darstellung der Randspalten der einzelnen Messbereiche für die jeweiligen Brückenflügel zweiflügeliger EMF- Brückengerüste

5.2.2 Vergleich der durchschnittlichen Randspalten zwischen den jeweiligen Brückengerüstmaterialien

Folgende Abbildungen dienen dem Vergleich der ein- und zweiflügeligen Brückengerüste hinsichtlich ihrer Randspaltenpassung.

Vergleicht man die Werte der einflügeligen In-Ceram Zirconia - mit denen der einflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüste, so fällt eine höhere Streuung der Werte der einflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüste auf. Somit liegt eine Signifikanz ($p=0,001$) zwischen den einflügeligen Brückengerüsten hinsichtlich ihrer Passung vor. In der Abb. 40 wird die Verteilung der Randspalten der einflügeligen vollkeramischen Brückengerüste dargestellt. Dabei zeigt sich, dass die mittleren 50% der gemessenen Randspaltenwerte der Brücken aus In-Ceram YZ am wenigsten streuen. Der größte Interquartilabstand besteht bei den In-Ceram Zirconia Gerüsten, wobei der Medianwert für die Brücken aus In-Ceram Zirconia ($58,25 \mu\text{m} \pm 12,31$) deutlich unter dem der In-Ceram YZ Brückengerüste ($71,75 \mu\text{m} \pm 11,37$) liegt.

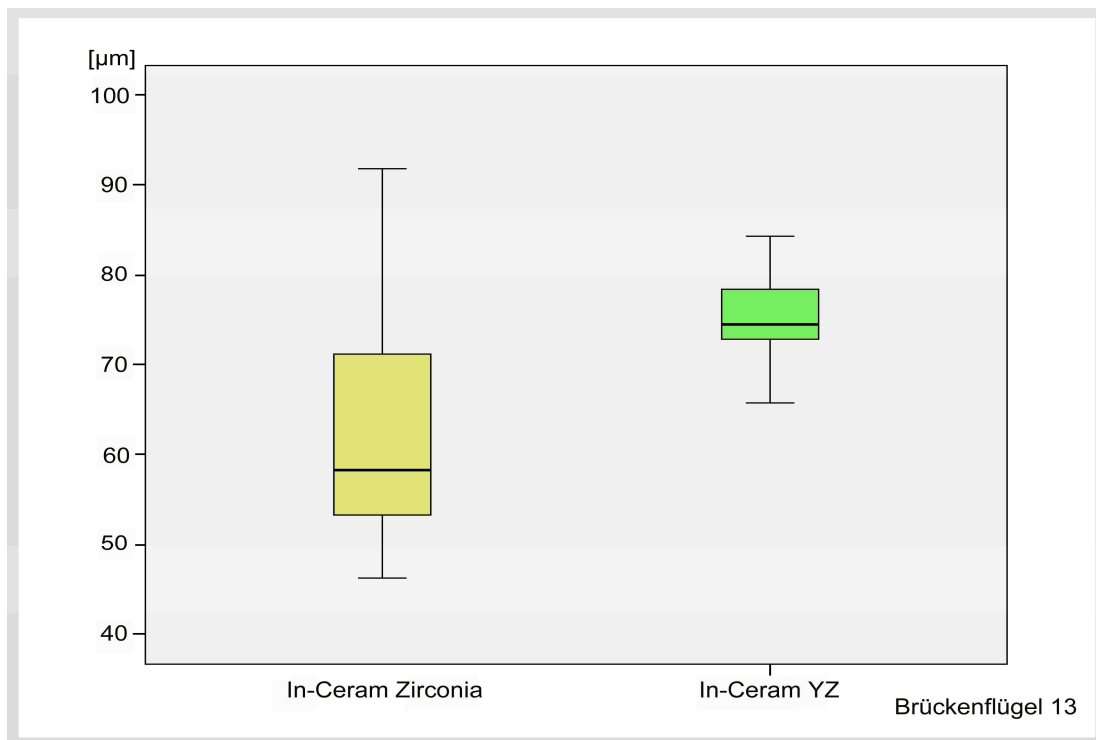


Abb. 40 Gegenüberstellung der durchschnittlichen Verteilung der Randspalten einflügeliger vollkeramischer Brückengerüste

Analog zu den einflügeligen Brückengerüsten werden die zweiflügeligen Brückengerüste in der Abb. 41 vergleichend dargestellt. Die vollkeramischen Brücken weisen insgesamt geringfügig höhere Randspalten als die EMF-Brückengerüste auf. Auf die einzelnen Brückenflügel bezogen, besitzen die Brückenflügel 11 bei allen Gerüstarten die größte Streuung der Messwerte.

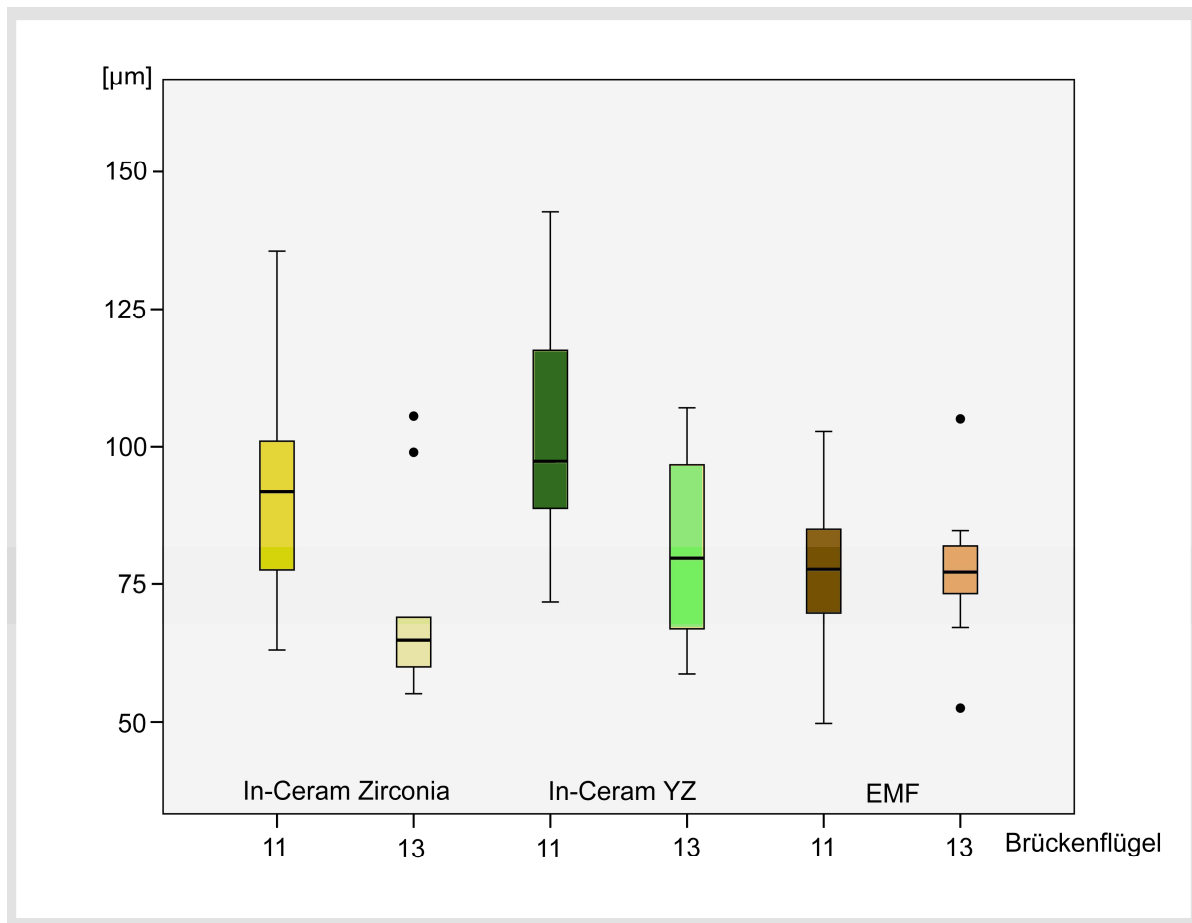


Abb. 41 Gegenüberstellung der durchschnittlichen Verteilung der Randspalten zweiflügeliger Brückengerüste

Statistisch gesehen liegt im Vergleich der unterschiedlichen Brückengerüstmaterialien kein signifikanter Unterschied ($p \geq 0,05$) vor. Alle drei Brückengerüstmaterialien besitzen vergleichbar gute Randspalten bzw. eine vergleichbar gute Gesamtpassung.

5.3 Verbundfestigkeitswerte zwischen Befestigungszement und Brückengerüst

Für die Verbundfestigkeitsprüfung wurden insgesamt acht Verbundmöglichkeiten getestet, die unter der Bezeichnung „Variante 1-8“ abgekürzt werden:

Variante 1: Alloy Primer/ Panavia F 2.0

Variante 2: Rocatec-Verfahren/ Variolink II

Variante 3: Versuchsprimer (VP) + Versuchsopaker (VO)/ Variolink II

Variante 4: ohne Vorbehandlung/ Variolink II

Variante 5: Silicoater-Verfahren/ Variolink II

Variante 6: Metal Primer II ohne Gradia-Opaker/ Variolink II

Variante 7: Metal Primer II + Gradia-Opaker/ Variolink II

Variante 8: ohne Vorbehandlung/ RelyX Unicem

Vor der Vorbehandlung bzw. Verklebung der Brückengerüste mit den Prüfmodellen erfolgte die Korundstrahlung (110 µm) bei einem Druck von 2,5 bar.

5.3.1 Verbundfestigkeit nach 10.000 Wechsellasten

5.3.1.1 Ein- und zweiflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrückengerüste

Jeweils sechs zweiflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrückengerüste wurden mit den Verbundmöglichkeiten 1, 2, 3, 5, 6 und 7 auf den Prüfkörpermodellen verklebt und nach der 24stündigen Wasserlagerung bei 37°C einer Wechsellast von 10.000 Zyklen unterzogen. Keiner der untersuchten Verbunde löste sich während der Wechsellast, so dass alle Adhäsivbrücken im Anschluss dem Druckscherversuch unterzogen werden konnten. Die Ergebnisse sind in der Tab. 11 bzw. Abb. 39 dargestellt.

Tab. 11 Verbundfestigkeitswerte [MPa] zweiflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste nach 10.000 Wechsellasten

[MPa]	Alloy/ Panavia	Rocatec	VP + VO	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia
Mittelwert	8,78	7,07	24,67	57,63	6,06	65,9
Median	8,3	6,46	20,26	58,43	5,85	65,81
Standardabw.	3,88	2,4	13,75	11,55	0,89	4,56
Minimum	4,37	3,99	13,68	43,52	5,15	58,58
Maximum	13,92	10,97	49,61	70,6	7,49	70,78
Perzentile 25	5,42	5,47	14,27	46,28	5,33	62,72
50	8,3	6,46	20,26	58,43	5,85	65,81
75	12,48	9,16	34,68	68,35	6,85	70,42

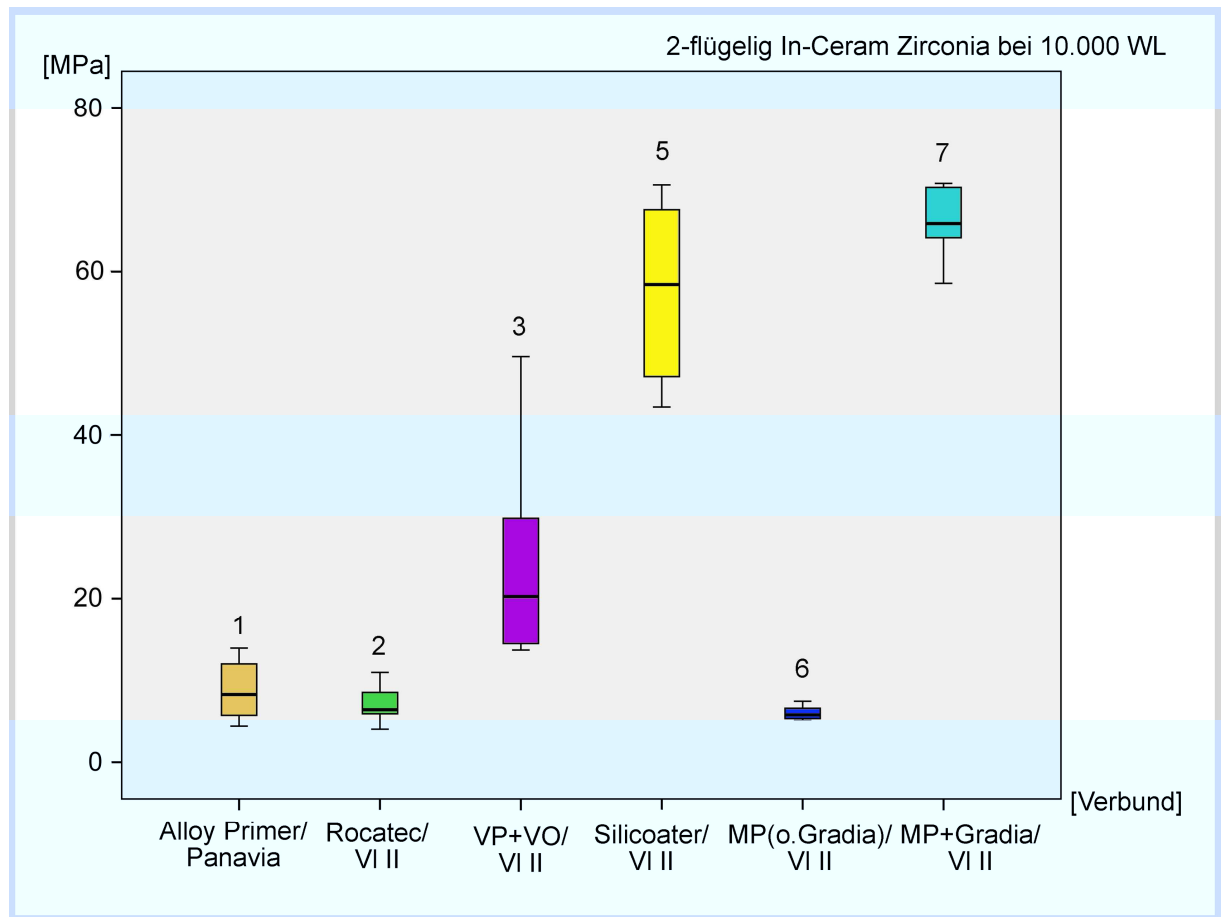


Abb. 42 Scherfestigkeiten der Varianten 1, 2, 3, 5, 6, 7 bei den zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüsten nach 10.000 Wechsellasten

Wurden die In-Ceram Zirconia Brückengerüste vor ihrer adhäsiven Befestigung mit Variolink II mit Metal Primer II und Gradia-Opaker Auftrag (Variante 7) (65,81 MPa) oder

mit dem Silicoater-Verfahren (Variante 5) (58,43 MPa) konditioniert, erzielte man die signifikant besten Ergebnisse im Vergleich zu allen anderen getesteten Versuchsanordnungen. Unterhalb der geforderten Festigkeitswerte von 14,5 MPa für den Frontzahnbereich lagen die Brückengerüste, welche mit Alloy Primer konditioniert und im Anschluss mit Panavia F 2.0 befestigt wurden (Variante 1) (8,30 MPa). Ebenso schlechte Festigkeitswerte wurden dann erzielt, wenn die Konditionierung mit dem Rocatec-Verfahren (Variante 2) (6,46 MPa) oder nur mit Metal Primer II (Verbund 6) (5,85 MPa) erfolgte. Bei dem in der Variante 3 getesteten Verbund handelte es sich um einen Versuchsprimer und -opaker (FSU Jena) der speziell für die Konditionierung von Oxidkeramiken und EMF-Legierungen entwickelt wurde und in der Zusammensetzung dem Metal Primer II ähnelt. Hier wurden durchschnittliche Werte von 20,26 MPa ermittelt.

Das Versagen des Verbundes der Variante 7 führte zu drei Gerüstfrakturen im Bereich der Verbinder, da die Haftwerte des Verbundes die Bruchfestigkeit der Keramik überschritten. In der Abb. 43 sind die Kleberückstände des Befestigungszementes Variolink II und der dünne Film Gradia- Opaker auf den Flügelinnenseiten und der Bruch im Bereich des Verbinders 13-12 zu erkennen.



Abb. 43 Bruch einer zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brücke im Bereich des Verbinders 13-12

Die Brückengerüste welche durch den Verbund Alloy Primer/ Panavia F 2.0 (Variante 1) an den Prüfkörpermodellen befestigt wurden, fielen im Anschluss an den Scherversuch durch die fehlenden Kleberückstände auf den Zirconiagerüsten auf. Alle Kleberückstände befanden sich auf dem Prüfkörpermodell.

Zusammenfassend lässt sich sagen, das man signifikant bessere Verbundfestigkeiten nach 10 000 Wechsellasten erreicht, wenn die zweiflügeligen Gerüste mit den Verbunden 3, 5 und 7 befestigt werden. Wobei der Verbund 3 im Vergleich zu den Verbund 5 und 7 signifikant geringere Haftwerte aufweist.

Nach den Scherfestigkeitsversuchen der zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brücken wurden anhand der Ergebnisse die Verbunde für die einflügeligen In-Ceram Zirconia Gerüste ausgewählt. Getestet werden dabei die Varianten 5 (Silicoater/ VI II) und 7 (MP+ Gradia/ VI II) sowie die Variante 1 (Alloy Primer/ Panavia F 2.0), die sich bereits wie in der Literatur beschrieben, klinisch bewährt hat.

Die Tab. 12 zeigt die Festigkeitswerte für die jeweiligen Verbunde und in der Abb. 44 sind diese Verbundwerte graphisch dargestellt. Dabei fällt auf, dass die Ergebnisse ca. ein Fünftel von den Werten betragen, die bei den zweiflügeligen Brückengerüsten ermittelt wurden und alle Haftwerte unter der geforderten Bruch- bzw. Verbundfestigkeit von 14,5 MPa (290 N) für den Frontzahnbereich liegen.

Tab. 12 Verbundfestigkeitswerte [MPa] einflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste nach 10.000 Wechsellasten

[MPa]	Alloy/ Panavia	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia
Mittelwert	4,58	7,08	0,47	11,07
Median	5	7,31	0,47	10,35
Standardabw.	1,94	1,75	0,07	3,6
Minimum	1	4	0,39	7,21
Maximum	6,6	8,89	0,54	17,31
Perzentile 25	3,4	5,85	0,39	8,18
50	5	7,31	0,47	10,35
75	5,92	8,6	\	13,85

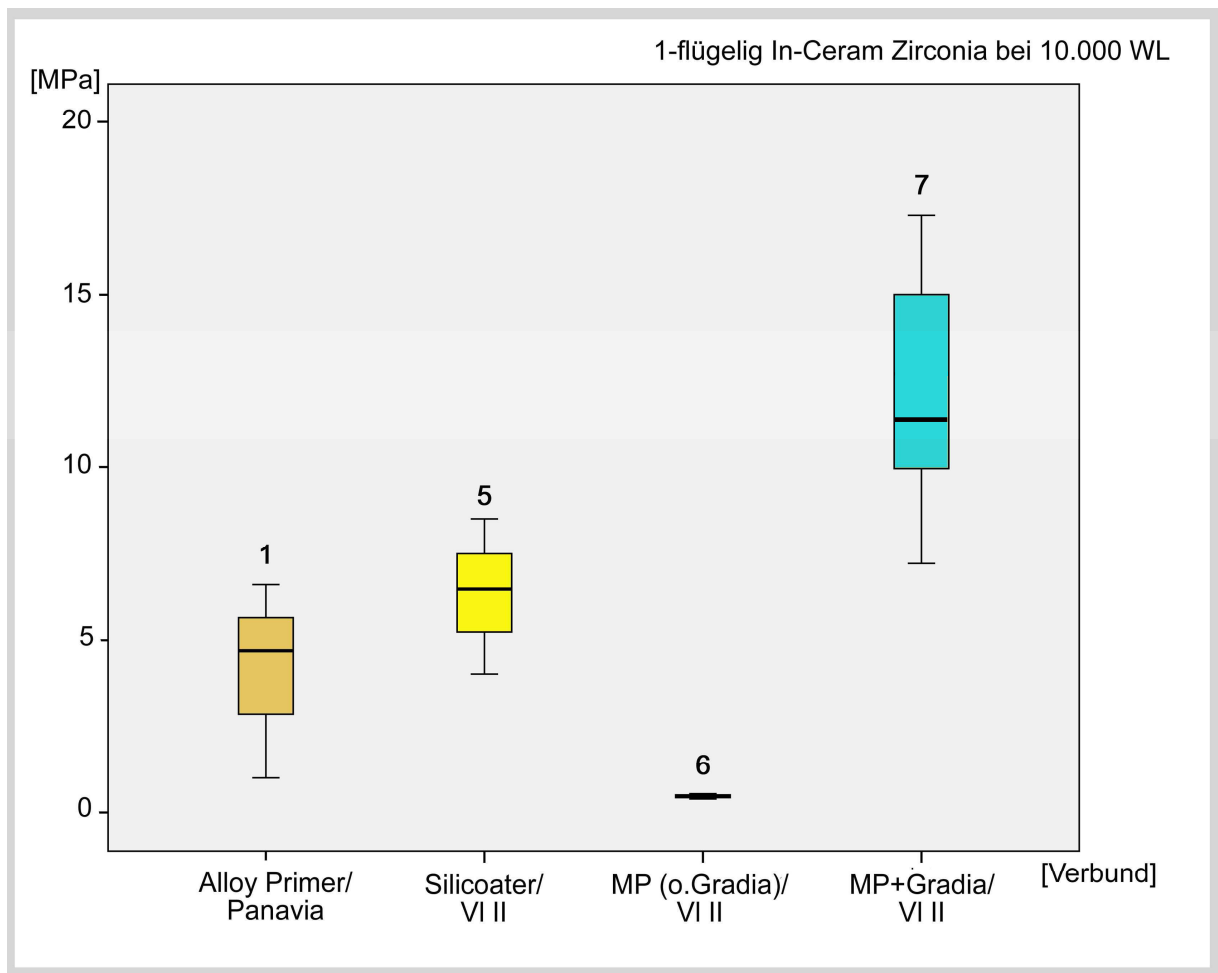


Abb. 44 Scherfestigkeit der Varianten 1, 5, 6, 7 bei den einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüsten nach 10.000 Wechsellasten

Die Variante 7 (MP+Gradia/ VI II) weist durchschnittliche Verbundwerte von 10,35 MPa auf. Im Gegensatz dazu fällt der Verbund der Variante 6 auf, welcher sich nur durch den fehlenden Gradia-Opaker vom Verbund der Variante 7 unterscheidet. Die Haftwerte der Variante 6 liegen unter 1 MPa (0,47 MPa) und damit signifikant ($p \leq 0,05$) unter denen der Variante 7. Dementsprechend scheint der Gradia-Opaker eine wichtige Rolle im Verbund zwischen Metal Primer II und dem Befestigungskomposit Variolink II zu spielen.

Auch die Haftwerte für den in der Literatur als geeignet dargestellten Verbund der Variante 1 (Alloy Primer/ Panavia F 2.0) lagen bei 5,00 MPa und damit unterhalb der geforderten Druckscherfestigkeit von 14,5 MPa.

5.3.1.2 Ein- und zweiflügelige In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste

Je sechs zweiflügelige Adhäsivbrücken aus In-Ceram YZ wurden nach der Korundstrahlung durch die Verbunde 1, 2, 3, 5, 6 und 7 auf den Prüfkörpermodellen befestigt. Nach der Wechsellastbeanspruchung von 10.000 Einheiten erfolgte die Prüfung des Verbundes mittels Druckscherversuch. Die Ergebnisse werden in der Tab. 13 und Abb. 45 aufgezeigt. Die Varianten 5 (Silicoater/ VI II) und 7 (MP+Gradia/ VI II) erreichten durchschnittliche Abzugswerte von über 50 MPa (56,10 MPa, 55,90 MPa) und weisen damit die signifikant besten Verbundergebnisse bei den zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüsten auf. Bei der Variante 1 (Alloy Primer/ Panavia F 2.0) lagen die Scherfestigkeitswerte bei 31,55 MPa. Die Verbunde der Varianten 2 (Rocatec/ VI II) (20,20 MPa) und 3 (Versuchsprimer/-opaker/ VI II) (18,40 MPa) lagen ebenso über den für das Frontzahngebiet geforderten Scherfestigkeitswerten. Alleine die Ergebnisse der Variante 6 (Vorbehandlung mit Metal Primer II ohne Gradia-Opaker Auftrag und Befestigung mit Variolink II) (13,07 MPa) fielen signifikant ($p \leq 0,05$) schlechter aus als die anderen Verbundvarianten und lagen unterhalb der geforderten Mindestscherfestigkeit von 14,5 MPa.

Tab. 13 Verbundfestigkeitswerte [MPa] zweiflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste nach 10.000 Wechsellasten

[MPa]	Alloy/ Panavia	Rocatec	VP + VO	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia
Mittelwert	30,97	17,82	19,9	56,6	13,08	55,42
Median	31,55	20,2	18,4	56,1	13,07	55,9
Standardabw.	10,21	9,08	5,12	8,21	0,18	6,86
Minimum	17,6	5,2	15,7	45,8	12,86	47,1
Maximum	45,3	28,3	25,6	67	13,29	64,3
Perzentile 25	21,12	7,75	15,7	49,55	12,92	48,22
50	31,55	20,2	18,4	56,1	13,07	55,9
75	39,45	25,37	\	64,6	13,28	61,6

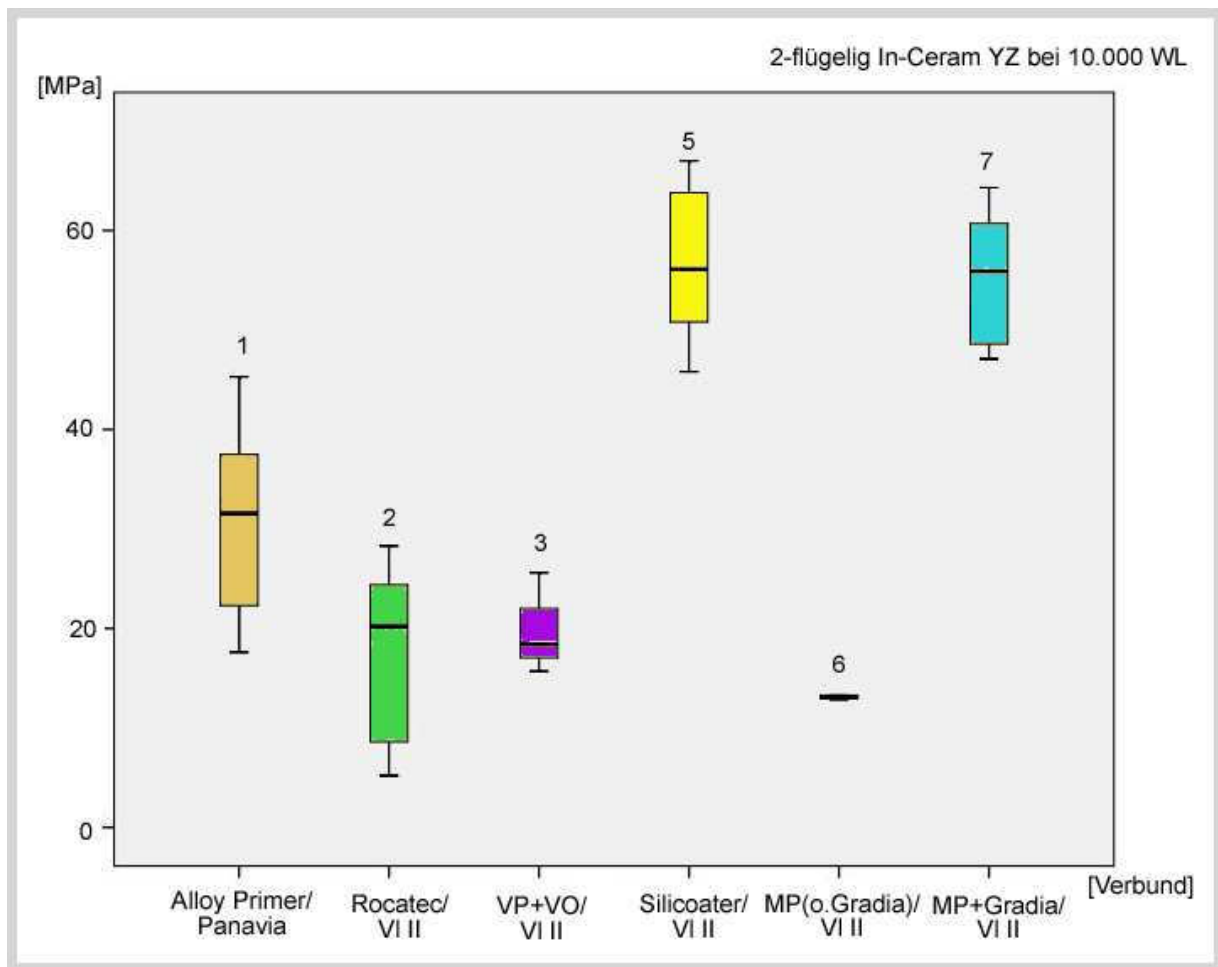


Abb. 45 Scherfestigkeit der Verbundvarianten 1, 2, 3, 5, 6, 7 bei den zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüsten nach 10.000 Wechsellasten

Wie in der Tab. 14 und in der Abb. 46 zu sehen ist, wurden die Verbundvarianten 1, 5, 6 und 7 auch an den einflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüsten getestet. Auch hier zeigte sich tendenziell, dass die Vorbehandlungen mit Silicoater (Variante 5) (7,08 MPa) oder Metal Primer II mit dem Auftrag des Gradia-Opakers (Variante 3) (11,07 MPa) und die anschließende Befestigung der konditionierten Gerüste mit Variolink II die signifikant besten und vergleichbar guten Scherfestigkeitswerte von den vier untersuchten Verbundmöglichkeiten aufweisen. Dennoch liegen die Verbundergebnisse der einflügeligen In-Ceram YZ Gerüste unter den Mindestanforderungen für den Verbund im Frontzahnbereich.

Tab. 14 Verbundfestigkeitswerte [MPa] einflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste nach 10.000 Wechsellasten

[MPa]		Alloy/ Panavia	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia
Mittelwert		2,47	9,32	1,53	7,96
Median		2,55	8,09	1,57	7,17
Standardabw.		0,57	4,12	0,15	2,63
Minimum		1,8	4,72	1,37	4,78
Maximum		3	15,73	1,66	12,38
Perzentile	25	1,9	6,13	1,37	6,37
	50	2,55	8,09	1,57	7,17
	75	2,97	13,47	\	10,12

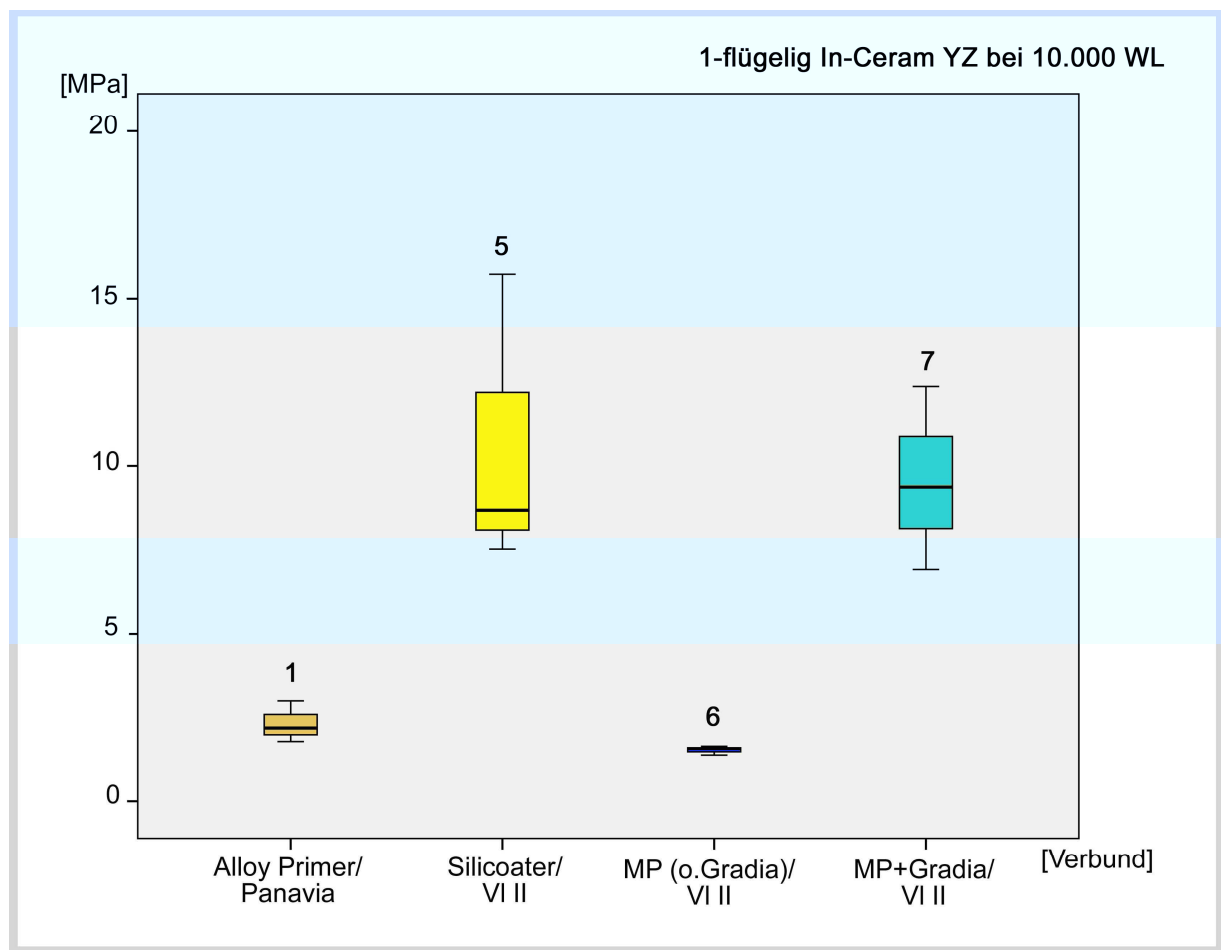


Abb. 46 Scherfestigkeit der Varianten 1, 5, 6, 7 bei den einflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüsten nach 10.000 Wechsellasten

5.3.1.3 Zweiflügelige EMF- Adhäsivbrückengerüste (Vergleichsproben)

Wie die vollkeramischen Adhäsivbrücken wurden auch die zweiflügeligen EMF-Adhäsivbrückengerüste mit den unterschiedlichen Verbundmöglichkeiten auf ihre Scherfestigkeit nach 10.000 Wechsellasten geprüft. Die Ergebnisse dienen zum Vergleich der Verbundvarianten untereinander, sowie zwischen den unterschiedlichen Gerüstmaterialien. Anhand der EMF- Brückengerüste wurden fünf Verbundmöglichkeiten getestet. Die Ergebnisse des Druckscherversuches sind aus der Tab. 15, sowie der Abb. 45 zu entnehmen. Ähnliche Ergebnisse erhält man wenn die Gerüste mit Panavia F 2.0 (45,38 MPa) befestigt werden, oder wenn die Vorbehandlung mit dem Silicoater-Verfahren (34,40 MPa) oder dem Metal Primer II und Gradia-Opaker (48,93 MPa) erfolgte. Signifikant schlechte Ergebnisse wurden, wie auch schon bei den Vollkeramikgerüsten ermittelt, mit der Verbundvariante 6 (Metal Primer II ohne Gradia-Opaker) erzielt.

Tab. 15 Verbundfestigkeitswerte [MPa] zweiflügeliger EMF- Brückengerüste nach 10.000 Wechsellasten

[MPa]	Alloy/ Panavia	VP + VO	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia
Mittelwert	44,36	36,69	38,32	14,41	48,37
Median	45,38	36,69	34,4	13,63	48,93
Standardabw.	5,23	\	8,04	1,96	3,4
Minimum	38,7	\	32,98	12,97	44,72
Maximum	49,01	\	47,57	16,64	51,46
Perzentile 25	38,7	\	32,98	12,97	44,72
50	45,38	\	34,4	13,63	48,93
75	\	\	\	\	\

Vergleicht man die Streuung bzw. den Interquartilabstand der Verbundvarianten in der Abb. 47 miteinander, so fällt ein geringfügig höhere Streuung der Werte für die Variante 5 gegenüber den anderen Verbunden auf. Die Streuung und der Medianwert der Verbundvarianten 1 und 7 sind ähnlich verteilt. Es liegt damit kein signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Befestigungsmöglichkeiten vor.

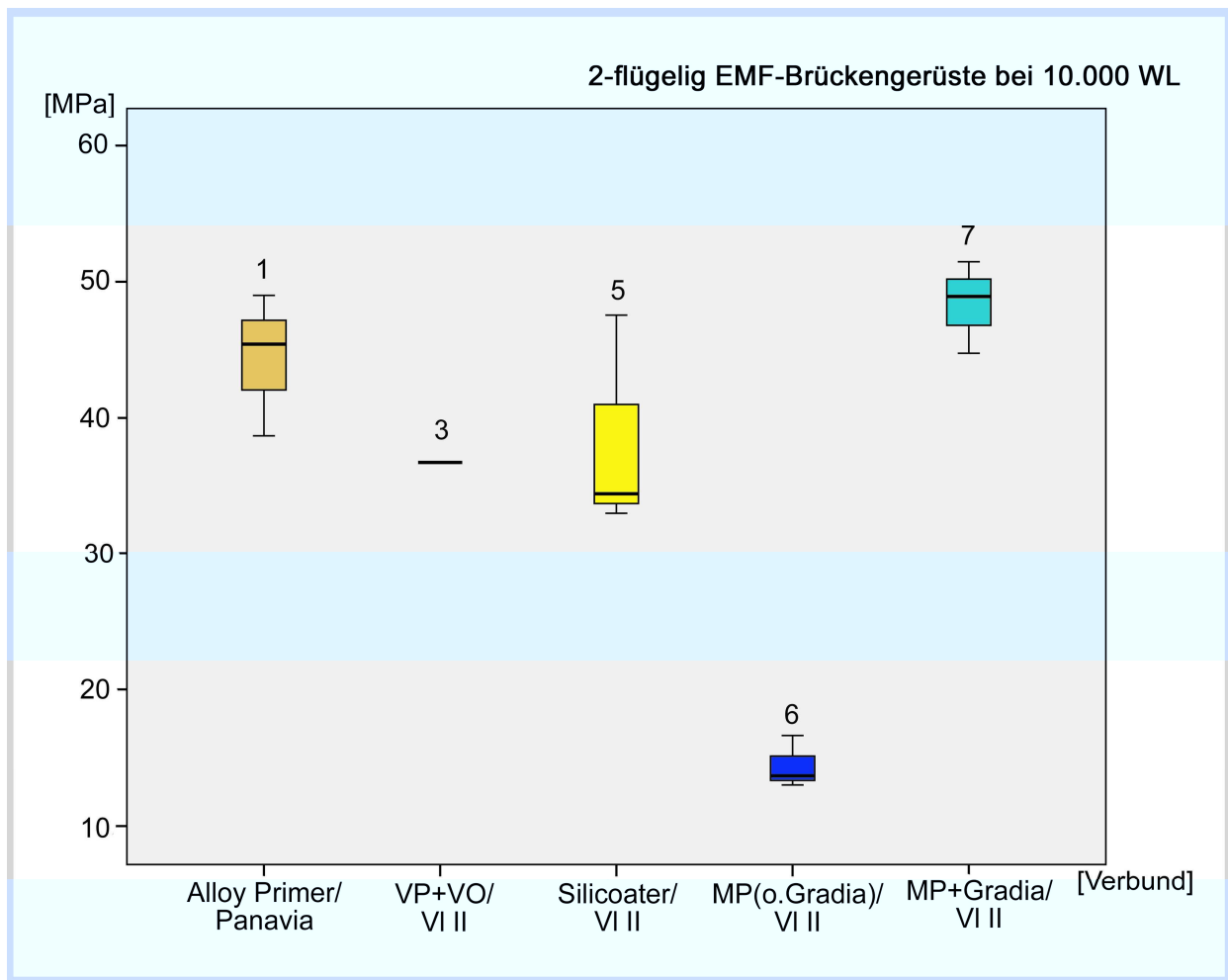


Abb. 47 Scherfestigkeit der Varianten 1, 3, 5, 6, 7 bei den zweiflügeligen EMF- Adhäsivbrückengerüsten nach 10.000 Wechsellasten

5.3.2 Verbundfestigkeit nach 25.000 Wechsellasten

Um die Dauerhaftigkeit der Verbunde untersuchen und beurteilen zu können, wurden die Verbundmöglichkeiten auch einer Wechsellast von 25.000 Zyklen unterzogen.

5.3.2.1 Ein- und zweiflügelige In-Ceram Zirconia Adhäsivbrückengerüste

Bei den zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Gerüsten wurden insgesamt sechs Verbunde an je sechs Adhäsivbrücken im Druckscherversuch auf ihre Belastbarkeit nach 25.000 Wechsellasten getestet. Die signifikant besten Ergebnisse (Tab. 16, Abb. 48) erreichten auch hier die Gerüste, wenn sie mit dem Silicoater-Verfahren (Variante 5) (67,10 MPa) oder dem Metal Primer II und Gradia-Opaker (Variante 7) (59,18 MPa) (Abb.48) vorbehandelt und im Anschluss mit Variolink II auf den Prüfkörpermodellen befestigt wurden. Erfolgte die Befestigung mit RelyX Unicem ohne Vorbehandlung (Variante 8), lagen die Scherfestigkeitswerte im Durchschnitt bei 20,51 MPa. Hingegen erreichte die Befestigung mit Variolink II ohne Vorbehandlung (Variante 4) nur durchschnittliche Werte von 3,91 MPa. Auch die Konditionierung mit dem Versuchsprimer mit Versuchsopaker oder Metal Primer II ohne Gradia-Opaker und die anschließende Befestigung mit Variolink II ergaben signifikant niedrigere Scherfestigkeitswerte (2,80 MPa/ 7,28 MPa).

Tab. 16 Verbundfestigkeitswerte [MPa] zweiflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste nach 25.000 Wechsellasten

[MPa]	o. Vorbeh.	VP + VO	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia	RelyX Unicem
Mittelwert	3,48	2,63	66,4	7,27	57,94	20,44
Median	3,91	2,8	67,1	7,28	59,18	20,51
Standardabw.	0,91	0,66	1,66	1,01	3,5	1,47
Minimum	2,43	1,9	64,5	5,94	53,98	17,84
Maximum	4,1	3,2	67,6	8,31	60,65	21,78
Perzentile 25	2,43	1,9	64,5	6,42	53,98	19,52
50	3,91	2,8	67,1	7,28	59,18	20,51
75	\	\	\	8,24	\	21,82

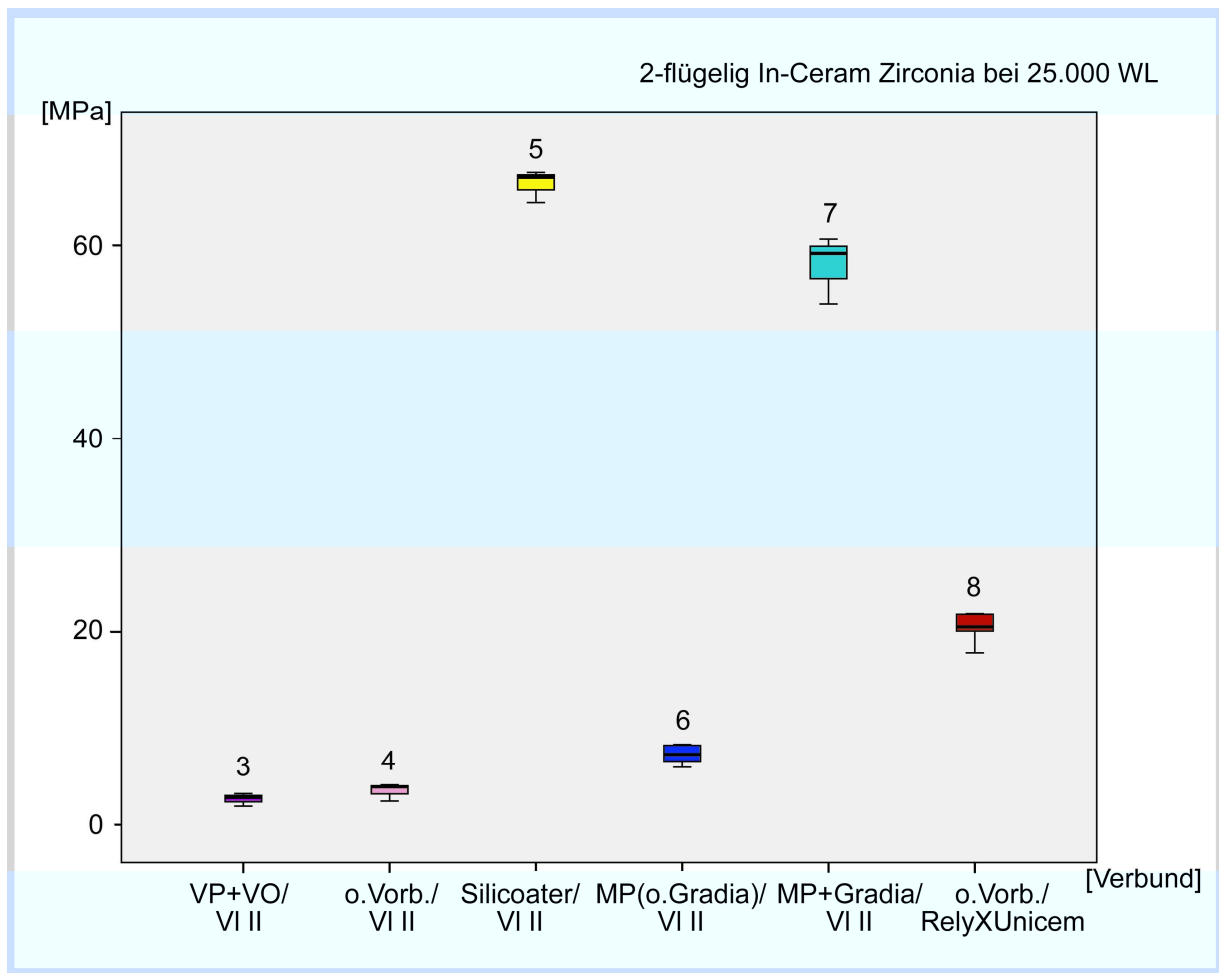


Abb. 48 Scherfestigkeit der Varianten 3, 4, 5, 6, 7, 8 bei den zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Gerüsten nach 25.000 Wechsellasten

Prinzipiell ergeben sich nach 25.000 Wechsellasten ähnliche Werte wie nach 10.000 Wechsellasten für die zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Gerüste mit den Verbundvarianten 3, 5, 6, 7.

An den einflügeligen In-Ceram Zirconia Gerüsten wurden fünf Verbunde mittels Druckscherversuch getestet. Die Tab. 17 bzw. die Abb. 49 zeigen, dass die Vorbehandlung durch Metal Primer II mit Gradia-Opaker Auftrag (Verbundvariante 7) den besten Verbund mit der durchschnittlichen Scherfestigkeit von 12,30 MPa aufweist ($p \leq 0,05$). Alle anderen Verbunde liegen deutlich unter diesem Wert. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich auch für die Varianten 5 und 7 bei den einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüsten nach 10.000 Zyklen Wechsellast.

Tab. 17 Verbundfestigkeitswerte [MPa] einflügeliger In-Ceram Zirconia Brückengerüste nach 25.000 Wechsellasten

[MPa]	o. Vorbeh.	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia	RelyX Unicem
Mittelwert	0,35	6,77	0,62	12,8	4,36
Median	0,32	6,8	0,52	12,3	4,66
Standardabw.	0,07	1,85	0,18	2,95	0,6
Minimum	0,3	4,9	0,51	10,14	3,67
Maximum	0,43	8,6	0,83	15,97	4,76
Perzentile 25	0,3	4,9	0,51	10,14	3,67
50	0,32	6,8	0,52	12,3	4,66
75	\	\	\	\	\

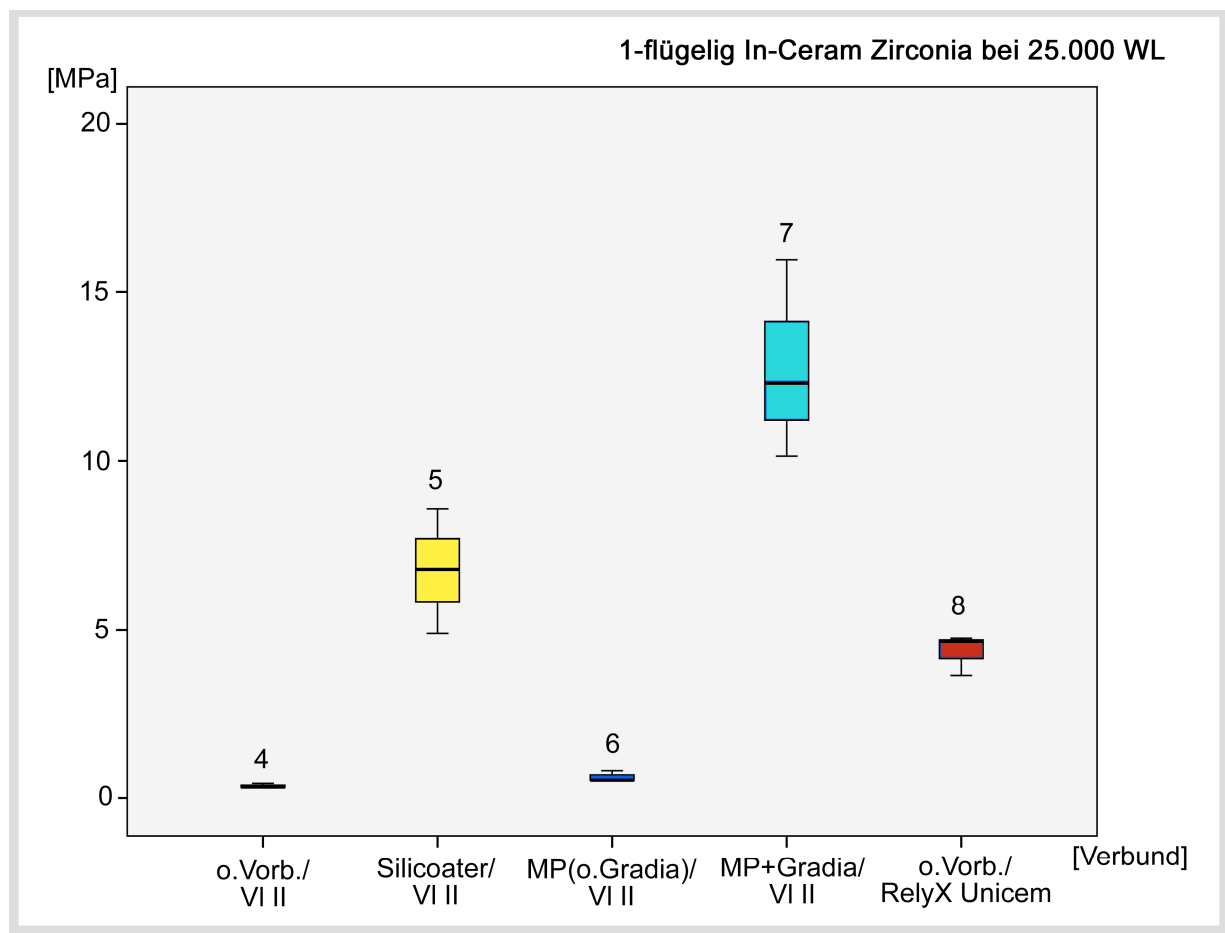


Abb. 49 Scherfestigkeit der Verbunde 4, 5, 6, 7, 8 bei den einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüsten nach 25.000 Wechsellasten

5.3.2.2 Ein- und zweiflügelige In-Ceram YZ Adhäsivbrückengerüste

Für die Verbundfestigkeitsbestimmung der zweiflügeligen In-Ceram YZ Brücken wurden ebenso sechs Verbunde ausgewählt. Jeder Verbund wurde an je sechs Adhäsivbrücken im Druckscherversuch auf die Belastbarkeit nach 25.000 Wechsellasten getestet. Die signifikant besten Werte (Tab. 18, Abb. 50), wie auch schon bei den zweiflügeligen In-Ceram YZ Gerüsten nach 10.000 Wechsellasten gezeigt, werden dann erreicht, wenn die Brückengerüste im Silicoater-Verfahren (Variante 5) (55,46 MPa) oder mittels Metal Primer II und vorherigem Gradia-Opaker Auftrag (Variante 7) (59,88 MPa) vor der Befestigung mit Variolink II behandelt werden (Tab. 18, Abb. 47). Auch die Befestigung mit RelyX Unicem ohne vorherige Konditionierung (Variante 8) zeigte nach 25.000 Wechsellasten durchschnittliche Haftwerte von 26,36 MPa. Signifikant schlechtere Ergebnisse ergaben sich bei den Verbundvarianten 4 und 6. Beim Verbund 4 betrug die Scherfestigkeit durchschnittlich 2,56 MPa. Wobei man hier von keinem Haftverbund zwischen Gerüst und Befestigungskomposit (Variolink II) ausgehen kann, wenn die Brückengerüste ohne vorheriger Konditionierung mit Variolink II befestigt werden.

Tab. 18 Verbundfestigkeitswerte [MPa] zweiflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste nach 25.000 Wechsellasten

[MPa]	o. Vorbeh.	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia	RelyX Unicem
Mittelwert	2,56	55,2	14,76	62,78	26,17
Median	2,65	55,46	14,37	59,88	26,36
Standardabw.	0,39	1,28	1,6	5,59	2,81
Minimum	2,14	53,81	13,31	59,23	22,22
Maximum	2,9	56,34	17,84	69,23	29,84
Perzentile 25	2,14	53,81	13,71	59,23	23,36
50	2,65	55,46	14,37	59,88	26,36
75	\	\	15,58	\	28,55

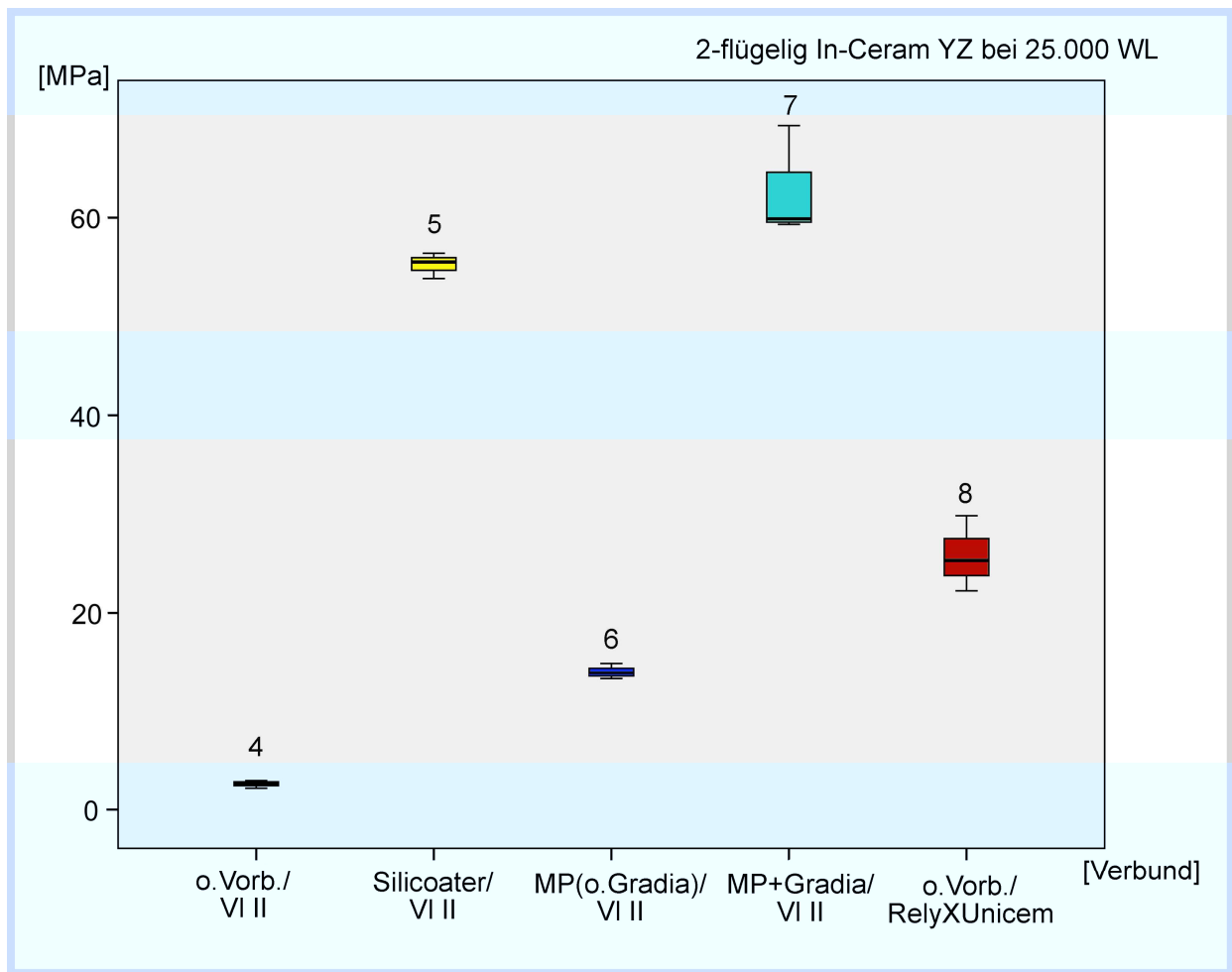
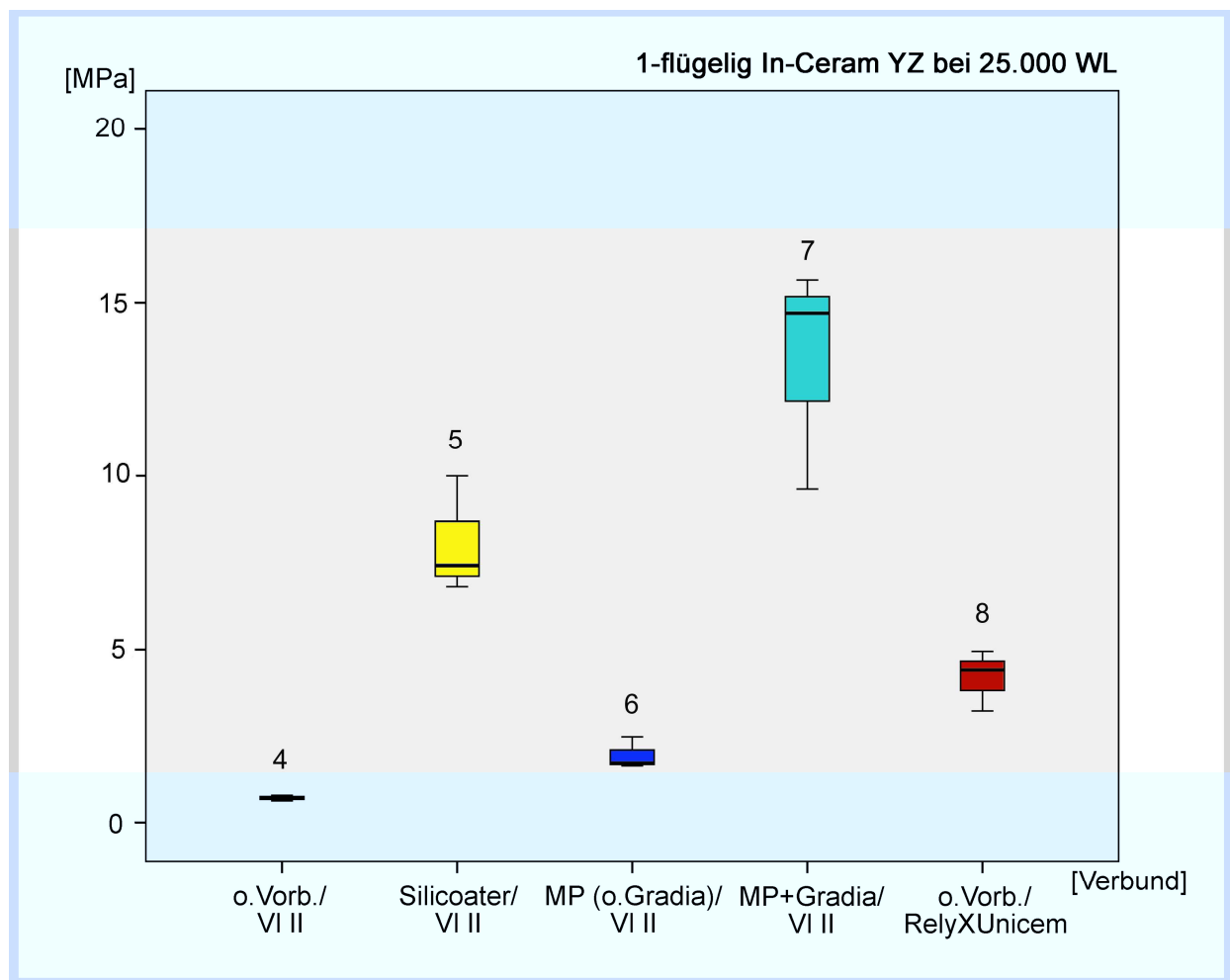


Abb. 50 Scherfestigkeit der Verbundvarianten 4, 5, 6, 7, 8 bei den zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüsten nach 25.000 Wechsellasten

Für die einflügeligen In-Ceram YZ Brückengerüste ergaben sich die folgenden Werte (Tab. 19). Der beste Verbund ($p \leq 0,05$) nach 25.000 Wechsellasten wurde durch die Metal Primer II Konditionierung und dem Auftrag von Gradia-Opaker mit anschließender Befestigung der Brückengerüste durch Variolink II (Variante 7) erreicht. Dennoch liegen die Ergebnisse der fünf getesteten Befestigungsvarianten unterhalb der geforderten Haftfestigkeit für den Frontzahnbereich von 14,5 MPa. Das Diagramm (Abb. 51) zeigt die Verteilung der Messwerte für den jeweiligen Verbund. Vergleicht man die Scherfestigkeitswerte der Verbundvarianten 5, 6, 7 nach 10.000 und 25.000 Wechsellasten miteinander, so erhält man ähnliche Ergebnisse.

**Tab. 19 Verbundfestigkeitswerte [MPa] einflügeliger In-Ceram YZ
Brückengerüste nach 25.000 Wechsellasten**

[MPa]	o. Vorbeh.	Silicoater	MP (o. Gradia)	MP + Gradia	RelyX Unicem
Mittelwert	0,7	8,07	1,95	13,32	4,19
Median	0,71	7,4	1,73	14,7	4,39
Standardabw.	0,08	1,7	0,46	3,24	0,88
Minimum	0,62	6,8	1,65	9,62	3,22
Maximum	0,78	10	2,48	15,65	4,95
Perzentile 25	0,62	6,8	1,65	9,62	3,22
50	0,71	7,4	1,73	14,7	4,39
75	\	\	\	\	\



**Abb. 51 Scherfestigkeit der Varianten 4, 5, 6, 7, 8 bei einflügeligen In-Ceram YZ
Brückengerüsten nach 25.000 Wechsellasten**

5.3.3 Vergleich der durchschnittlich ermittelten Druckscherfestigkeitswerte zweiflügeliger vollkeramischer Brücken hinsichtlich verschiedener Befestigungsvarianten in Abhängigkeit von der thermozyklischen Alterung (Abb. 52, 53)

Um festzustellen ob ein Zusammenhang zwischen der Druckscherfestigkeit der Befestigungsvarianten und deren thermozyklischen Alterung besteht, wurden die Ergebnisse der Verbundvarianten 5, 6 und 7 hinsichtlich ihrer thermozyklischen Alterung (Wechselast) gegenübergestellt.

Die Abb. 52 zeigt die Verbunde 5, 6 und 7 zweiflügeliger In-Ceram Zirconia Gerüste nach 10.000 und 25.000 Wechselasten.

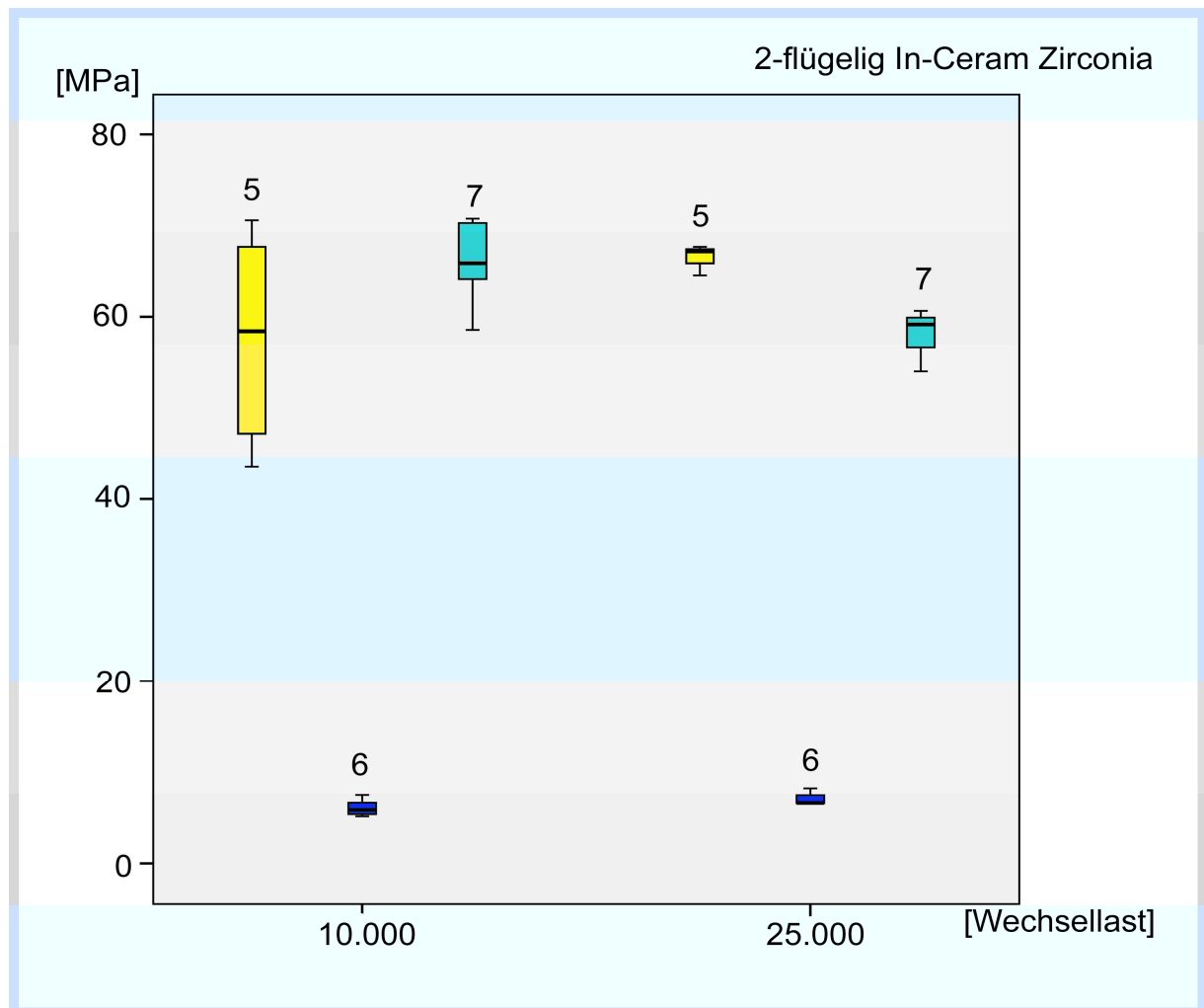


Abb. 52 Durchschnittliche ermittelte Druckscherfestigkeitswerte der zweiflügeligen In-Ceram Zirconia Brückenerüste hinsichtlich thermozyklischer Alterung

Bei dem Verbund 5 (Konditionierung mit Silicoater und der Befestigung mit Variolink II) wurden nach 10.000 Wechsellasten durchschnittliche Werte von 58,43 MPa ermittelt. Nach 25.000 Wechsellasten liegt der Medianwert bei 67,10 MPa. Die Scherfestigkeiten des Verbundes 6 (Metal Primer II ohne Gradia-Opaker) nach 10.000 und 25.000 Wechsellasten betrug 5,58 MPa bzw. 7,28 MPa. Wurde nach der Konditionierung mit Metal Primer II der Gradia-Opaker in einer Filmstärke von 10-20 µm auf die Gerüstoberfläche aufgetragen (Verbund 7), konnten signifikant ($p \leq 0,05$) bessere Scherfestigkeiten ermittelt werden als ohne Gradia-Opaker (Verbund 6). Nach 10.000 Zyklen betrugen diese 65,81 MPa und nach 25.000 Wechsellasten 59,18 MPa.

Vergleicht man die jeweiligen Verbundvarianten hinsichtlich ihrer thermozyklischen Alterung, so bleiben die Messwerte auch nach künstlicher Alterung konstant ($p \leq 0,05$). Damit hat die Wechsellast bei den zweiflügligen In-Ceram Zirconia Brückengerüsten keinen signifikanten Einfluss auf den jeweiligen Verbund und auf dessen Druckscherfestigkeit.

Die Abb. 53 zeigt die ermittelten Druckscherfestigkeitswerte in Abhängigkeit zur thermozyklischen Alterung für die Brückengerüste aus In-Ceram YZ. Wurden die Brückengerüste mit Silicoater und Variolink II (Variante 5) befestigt, ergaben sich nach 10.000 und 25.000 Wechsellasten durchschnittliche Werte von 56,10 MPa bzw. 55,46 MPa. Bei der Variante 6 (Metal Primer II ohne Gradia-Opaker) liegen die Scherfestigkeiten nach der Wechsellast von 10.000 Zyklen bei 13,07 MPa und nach 25.000 Wechsellasten bei durchschnittlich 14,37 MPa. Findet ein Gradia-Opaker-Auftrag nach der Konditionierung mit Metal Primer II statt (Variante 7), so liegen die Messwerte nach 10.000 und 25.000 Zyklen Wechsellast bei 55,90 bzw. 59,88 MPa. Auch bei den jeweiligen Verbundvarianten zweiflügeliger In-Ceram YZ Brückengerüste bestehen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich ihrer thermozyklischen Alterung, d.h. auch nach 10.000 bzw. 25.000 Wechsellasten finden keine Scherfestigkeitsverluste statt. Signifikante Unterschiede bestehen nur zwischen den Varianten 6 und 7 hinsichtlich der Konditionierung mit Metal Primer II ohne und mit Gradia-Opaker-Auftrag.

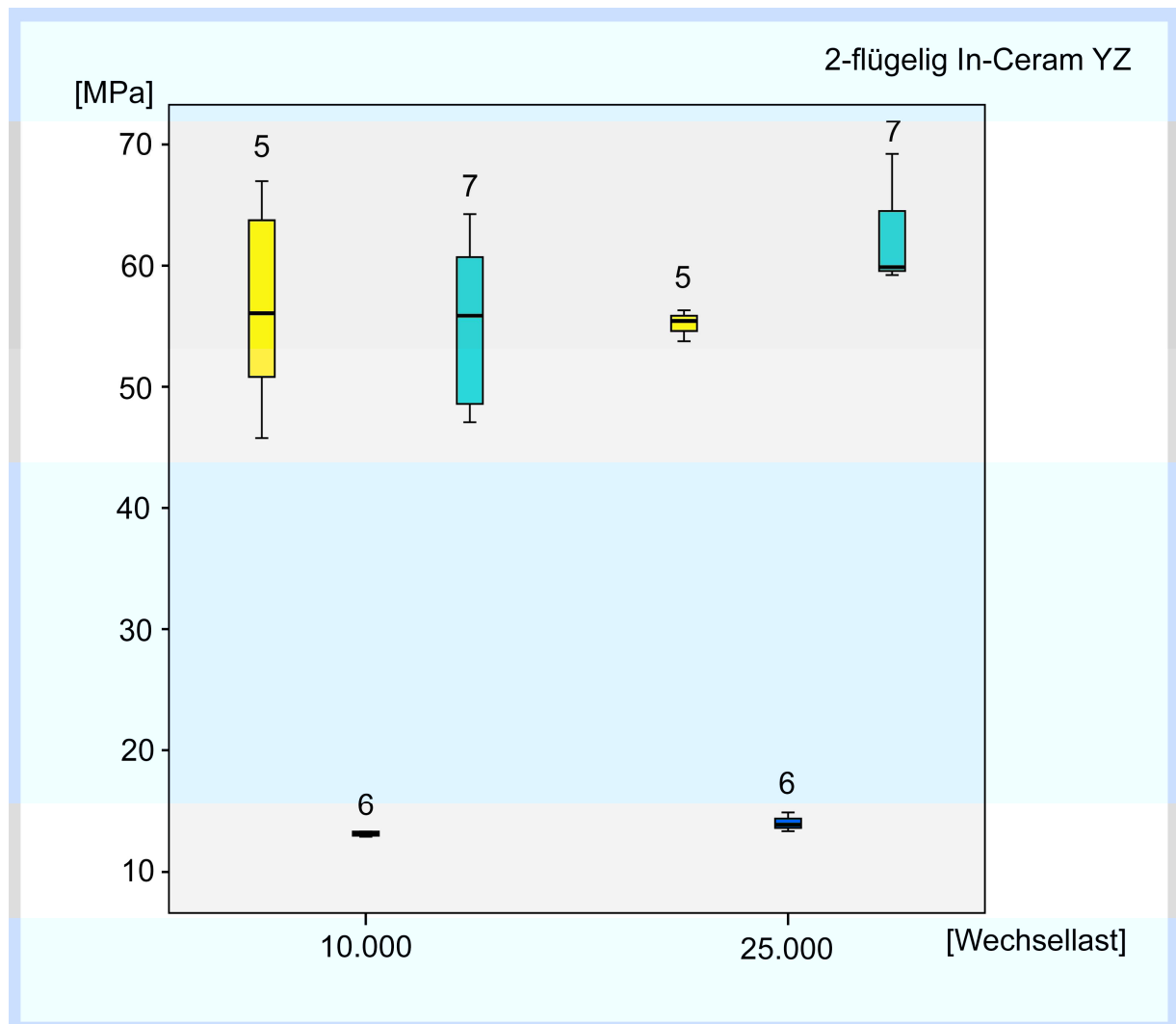


Abb. 53 Durchschnittliche ermittelte Druckscherfestigkeitswerte der zweiflügeligen In-Ceram YZ Brückenerüste hinsichtlich thermozyklischer Alterung

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 Herstellung vollkeramischer Restaurationen

Die Verwendung vollkeramischer und damit zahnfarbener Restauraionswerkstoffe steht gerade für den Front- und Seitenzahnbereich aufgrund gestiegener ästhetischer Erwartungen seitens der Patienten immer mehr im Vordergrund. Die ästhetischen Vorteile der Vollkeramiken sind gerade für den Frontzahnbereich unumstritten (Hegenbarth 2005). Die Sprödigkeit und geringe Festigkeit konventioneller Glaskeramiken limitierte jedoch den klinischen Einsatzbereich. Erst durch die Entwicklungen der Zirkoniumdioxidkeramiken und deren Bearbeitung mittels CAD/CAM-Technologie (Clauss 2002, Haase 2003, Kappert 1998, Kern und Pröbster 2003, Klink 2006) ist es möglich, vollkeramische Brückengerüste für den Front- und Seitenzahnbereich herzustellen, die die geforderten Bruchfestigkeiten aufweisen und somit eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit haben (Bieniek und Marx 1994, Luthardt et al. 1998).

6.1.2 In-vitro-Studie

Zur Untersuchung der Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit von Werkstoffen werden in der Zahnmedizin häufig In-vitro-Studien eingesetzt, um deren Verhalten beim späteren Einsatz im Mundmilieu abschätzen und beurteilen zu können. Diese haben den großen Vorteil, dass keine Schädigung von Geweben, Strukturen oder Organismen stattfindet. Um die Ergebnisse von In-vitro-Studien auf die klinische Situation übertragen zu können, wird versucht, die Bedingungen so gut wie möglich zu imitieren. Gleichzeitig ist es wichtig, standardisierte Versuchsaufbauten und Arbeitsabläufe zu schaffen, um eine gewisse Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu erzielen. Da dies nicht immer möglich ist, erweist sich der Vergleich einzelner Studienergebnisse oft als problematisch (Bieniek et al. 1989, Beuer et al. 2003, Beuer et al. 2004, Demmel 1971, Fenske et al. 1999, Jahn et al. 2006a).

Während Untersuchungen an einfachen Prüfmodellen der Bestimmung von materialspezifischen Eigenschaften dienen, haben die Prüfungen an kliniknahen Restaurationen (wie Brückengerüste) das Ziel, genauere Prognosen über das zu erwartende in-vivo Verfahren zu geben.

Zusätzlich müssen die verschiedenen Einflüsse der Mundhöhle wie Speichelfluss, Kaubelastungen und Temperaturschwankungen, bei kliniknahen In-vitro-Untersuchungen berücksichtigt werden.

6.1.3 Herstellung der Prüfmodelle zur Aufnahme der Adhäsivbrücken

Bei Untersuchungen der Bruchfestigkeit von festsitzendem Zahnersatz können verschiedene Modellstumpfmateriale verwendet werden. Neben natürlichen Zähnen (Richter 1985) können Kunststoffe (Pauli 1996) oder Legierungen verwendet werden. Der Vorteil bei der Verwendung natürlicher Zähne ist der direkte Bezug zur in-vivo Situation. Jedoch haben natürliche Zähne den Nachteil, dass keine exakt übereinstimmenden Präparationen erzeugt werden können und so die Materialkenndaten der einzelnen Zähne variieren. Somit werden Unterschiede innerhalb der Untersuchungsgruppen auftreten. Außerdem verfügen natürliche Zähne über eine nicht ausreichende Stabilität um in jedem Fall den zu testenden Verbund zu überstehen. Zum Beispiel weisen Morgano und Millet (1993) in einer Studie darauf hin, dass sich das Bruchverhalten vitaler Zähne mit intaktem Parodont von dem extrahierter Zähne unterscheidet.

In dieser Studie wurde für die Fertigung der Prüfkörper (zur Aufnahme der Brückengerüste) eine EMF-Legierung ausgewählt. Hier bestand die Möglichkeit eine beliebige Anzahl identischer Modelle herzustellen, um sicherzustellen, dass diese Modelle innerhalb der Untersuchungsreihen stabil und detailgetreu blieben und so die Streuung der Ergebnisse möglichst gering gehalten wurde.

6.1.4 Adhäsive Befestigung

Aufgrund der hohen Eigenfestigkeit von Zirkoniumdioxid können Kronen und Brückengerüste aus diesem Material konventionell zementiert werden (Pospiech et al. 2004, Kunzelmann et al. 2006, Kurbad und Reichel 2001). Hingegen sollten Adhäsivbrücken adhäsiv befestigt werden, da durch die minimalinvasive Präparation der oralen Anteile der Pfeilerzähne wenig retentive Zahnschubstanz zur Verfügung steht. Somit liegt der klinische Erfolg dieser Brücken vor allem im adhäsiven Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Adhäsivbrücke (Haastert et al. 1992, Kern 2002, Kern 2005b, Kern und Thompson 1995, Kohlmeier et al. 2004). Die adhäsive Befestigung hat einen weiteren Vorteil, sie bewirkt eine höhere Stabilität der Befestigungszementfuge, was wiederum zu einer Erhöhung der Bruchfestigkeit der Restauration und des Pfeilerzahnes führt (Bieniek und Küpper 1988, Edelhoff et al. 2000, Hickel et al. 2001).

6.1.5 Randspaltmessung

Neben der Stabilität einer Restauration ist die innere Passgenauigkeit und der marginale Randschluss für den dauerhaften Erfolg einer prothetischen Versorgung von Bedeutung. Da ein vollkommen stufen- und spaltfreier Übergang der Restauration zum Zahn nahezu unmöglich ist, wird ein Zementspalt von 50-100 µm als klinisch akzeptabel angegeben (Bornemann et al. 2001, Eichner und Voss 1971, Spiekermann 1986).

Bei der Herstellung vollkeramischer Restaurationen mittels CAD/CAM-Technologie erschweren die individuellen dreidimensionalen Präparationsformen oft das Erreichen einer optimalen Passung. Vor allem die Kroneninnenflächen bzw. die Flügelinnenflächen stellen aufgrund der maschinellen Bearbeitung einen kritischen Bereich dar. In verschiedenen Studien wurde die Passung CAD/CAM gefertigter Restaurationen bereits überprüft (Fick 2003, Beuer et al. 2003, Bornemann et al. 2001, Schmeißer 2009, Schmidt 2004). Eine Möglichkeit der Randspaltuntersuchung besteht mittels Rasterelektronenmikroskopie. Anhand dieser kann der komplette Randspalt mit Hilfe digitaler Bilderfassung umlaufen werden. Mit diesem Verfahren ist eine sehr genaue Analyse der Randspalten möglich, wie in der Arbeit von Volkmar (2002) beschrieben ist. Eine weitere in der Praxis oft verwendete Passgenauigkeitsuntersuchung stellt die

Herstellung von Innenabdrücken, auch Fit Checker Probe genannt, dar. Ziel dieser Methode ist die Darstellung des Spaltraumes zwischen Restauration und Zahnstumpf mit Hilfe eines Abformmaterials. Mit diesen Replika erfolgte in dieser in-vitro Studie die Ermittlung der Passgenauigkeit der Restauration mittels Auflichtmikroskop. Der Vorteil im Vergleich zum Rasterelektronenmikroskop besteht in der einfacheren Anwendung und dem geringeren apparativen Aufwand. Als Nachteil muss das geringere Auflösungsvermögen und die eingeschränkte Vergrößerungsmöglichkeit gewertet werden.

6.1.6 Thermische Wechselbelastung

Zum dauerhaften Halt einer Adhäsivbrücke reicht die initiale Adaptation der Brückengerüste am Befestigungskomposit nicht aus. Die Dauerhaftigkeit des Randschlusses bestimmt die Qualität der Restauration. Daher wurden die Brücken einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Die wechselnden thermischen Belastungen erzeugen innerhalb der Keramik und des Befestigungswerkstoffs und des Materialverbundes Spannungen. Diese Spannungen sind auf unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten an den Grenzflächen der Materialien zurückzuführen, was sich wiederum auf die adhäsiven Verbundsysteme auswirkt (Fenske et al. 2000, Kern und Wegner 1998, Kohlmeyer et al. 2004).

In der Mundhöhle finden starke Temperaturschwankungen während der Nahrungsaufnahme statt (Gräf 1960). Dies hat Temperaturdifferenzen innerhalb der Restaurationen von 5°C bis 55°C zur Folge. Aus diesem Grund werden diese Temperaturen der Simulation oraler Verhältnisse zu Grunde gelegt (Pfeifer und Marx 1989, Rosentritt et al. 2006). Ebenso spielt auch der Einfluss von Wasser bzw. Speichel eine wichtige Rolle bei der Langlebigkeit keramischer Restaurationen. So konnte gezeigt werden, dass es auch bei den Y-TZP Keramiken (yttriumoxidverstärktes-Tetragonal Zirconia Polycrystal) zu einer Alterung kommt, wenn diese mit Wasser, Wasserdampf oder Speichel in Kontakt treten. Zu erklären ist dieser Vorgang mit einer spontanen tetragonal-monoklin Phasenumwandlung an der Keramikoberfläche. Diese Transformation führt zu einem Rissfortschritt mit Ausriss von Oberflächenkristallen, was als Ursache für die Festigkeitsminderung der Keramik gesehen wird

(Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999). Ebenso beschreiben Tinschert et al. (2007) die direkte Hydrolysereaktion zwischen Wasser und den Zirkon-Sauerstoff-Verbindungen, wenn die Oxidkeramik dem wässrigen Milieu der Mundhöhle ausgesetzt ist. Wird dabei ein bestimmter Schwellenwert überschritten, erfolgt eine Phasenumwandlung von tetragonal zur monoklin, was wiederum zur Schwächung der Kristallstruktur führt.

Um eine möglichst praxisnahe Situation zu schaffen, wurde in der vorliegenden Studie eine thermische Wechselbelastung der Adhäsivbrücken im Wasserbad zwischen 5°C und 55°C für jeweils fünfzehn Sekunden bei einer Wechsellast von 10.000 und 25.000 Zyklen durchgeführt. Viele Studien verwenden dabei durchschnittlich 10.000 Wechsellasten (Göbel und Welker 1996b, Kappert et al. 1991, Kerschbaum 2004). Neben den chemischen und thermischen Reizen denen eine zahnärztliche Restauration im Mundhöhlenmilieu ausgesetzt ist, sollten auch die mechanischen Belastungen berücksichtigt werden. Beispielsweise liegen bei physiologischer Beanspruchung wie Kauen und Schlucken die auftretenden maximalen Kaukräfte im Frontzahnbereich bei 140-200 N (7-10 MPa) und im Seitenzahnbereich bei 300 N (15 MPa) (Körber und Ludwig 1983). In verschiedenen Arbeiten werden deshalb Kausimulatoren zur Bestimmung der mechanischen Thermowechselast verwendet. Diese haben eine größere Aussagekraft über das in-vivo Verhalten des jeweiligen Werkstoffes (Beuer et al. 2003, Kern et al. 1993, Richter 1985). Allerdings gilt es beim Einsatz eines Kausimulators zu beachten, dass die individuelle Kontaktpunktlage und auch die Kräfte, die bei Bruxismuspatienten auftreten können, nicht ausreichend berücksichtigt werden können (DeLong et al. 1985). In der vorliegenden Studie kam keine mechanische Thermowechselast mittels Kausimulator zu Einsatz. Dieses sollte beim Vergleich mit anderen Studien berücksichtigt werden.

6.1.7 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit (Verbundfestigkeit)

Werkstoffspezifische Untersuchungen eines Materials werden an standardisierten Prüfkörpern und unter entsprechenden Normbedingungen durchgeführt. Um jedoch die klinische Anwendung eines Werkstoffes in-vitro beurteilen zu können, müssen wie in dieser Studie, bauteilnahe Prüfkörper untersucht werden. Diese Prüfkörper weisen im Gegensatz zu den standardisierten Prüfkörpern komplexere Geometrien auf, was dazu

führt, dass zahlreiche Faktoren wie Materialeigenschaften, Schichtstärken des Materials und Verbunde über die Eigenschaften des zu untersuchenden Werkstoffs entscheiden. Nur so lassen sich möglichst realitätsnahe Aussagen über die Belastbarkeit treffen, die unter in-vivo Bedingungen zu erwarten sind (DeLong et al. 1985).

Mit Hilfe eines statischen Bruchtests wurde die Verbundfestigkeit der Adhäsivbrücken zum Befestigungszement ermittelt. Gemeint ist die Kraft, die zum Trennen des Brückengerüsts vom Prüfkörper notwendig ist. Die Brückengerüste wurden unter kontinuierlichem Kraftanstieg bis zum Versagen des Verbundes bzw. bis zur Fraktur der Restauration belastet. Da sich die vorliegende Studie mit Adhäsivbrücken im Frontzahnbereich beschäftigt, wurde sich für eine Krafteinwirkung senkrecht von vestibulär auf den Verbinder kommend, entschieden. Die Vorschubgeschwindigkeit der Universalprüfmaschine betrug 1mm/min.

Weitere Studien über die Bruchfestigkeit vollkeramischer Seitenzahnrestorationen beschreiben eine Krafteinleitung in axialer Richtung senkrecht zur Kaufläche, da hier maximale Festigkeitswerte erwartet werden. Erfolgt die Belastung im 45° Winkel zur Restauration verursachen Scherkräfte niedrigere Bruchlastwerte (Fenske et al. 1999, 2000, Hölsch und Kappert 1992, Kappert 2000, Kappert et al. 1989, Tinschert et al. 1999b).

Der objektive Vergleich der Bruchfestigkeitsprüfungen unterschiedlicher Studien ist schwierig, da es keine standardisierten Normen für die Untersuchungen der Bruchlast gibt. Die Bedingungen werden in den jeweiligen Studien selbst festgelegt. Somit ist der Vergleich der Belastbarkeit verschiedener vollkeramischer Restaurationen nur innerhalb identischer Versuchsbedingungen möglich.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Passgenauigkeit

Bei der Herstellung vollkeramischer Restaurationen mittels CAD/CAM-Technologie stellt die Randspaltproblematik bzw. die innere Passgenauigkeit einen wichtigen Punkt für den klinischen Erfolg dieser Restaurationen dar (Bieniek und Küpper 1988, Haas et al. 1988, Van der Zel 1999). Im Durchschnitt sollte eine gleichmäßig dünne Zementspaltdicke von 20-30 μm zwischen Zahn und Restauration vorliegen, um eine ausreichende Friktion der Restauration zu gewährleisten. Ein Randspalt von 50-100 μm gilt als klinisch akzeptabel (Fick 2003, Geurtsen 1990). Durch die Anfertigung und Vermessung der Fit Checker Schnittproben konnte die Gleichmäßigkeit des Silikonfilms und damit die durchschnittliche Randspaltbreite bestimmt werden. Damit wurden Aussagen über den zu erwartenden Klebespalt und über die innere Passgenauigkeit der Brückengerüste ermöglicht. Von einer Verblendung der Gerüste wurde Abstand genommen, da in verschiedenen Studien bereits nachgewiesen wurde, dass die Verblendung keinen Einfluss auf den Randschluss und damit auf die innere Passgenauigkeit hat (Beuer et al. 2004, Nakamura et al. 2000, Tinschert et al. 2001b). Im Bereich der Randspalten konnten bei den In-Ceram Zirconia Brückengerüsten Medianwerte von ca. 58 μm bei den einflügeligen Brückengerüsten sowie ca. 94 μm (Brückenflügel 11) bzw. ca. 69 μm (Brückenflügel 13) bei den zweiflügeligen Brückengerüsten gemessen werden. Bei den In-Ceram YZ Gerüsten lag bei den einflügeligen Brücken der Durchschnitt um 72 μm und bei den Zweiflügeligen um die 94 μm (Brückenflügel 11) bzw. 78 μm . Die einflügeligen Brückengerüste wiesen dabei eine geringfügig bessere Passung als die zweiflügeligen Brückengerüste auf, was auf die Spanne der Brückengerüste zurückzuführen ist, da bei den drei- und mehrgliedrigen Brücken auch die Parallelität der Pfeiler in der Brückenherstellung berücksichtigt werden muss bzw. bei der CAD/CAM- Bearbeitung mit einbezogen wird.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die Kronengerüste im zervikalen Bereich einen gleichmäßigen kleinen Randspalt zwischen durchschnittlich 52-70 μm aufwiesen und nur geringfügig schlechter waren als die zervikalen Randspalten bei den herkömmlich hergestellten EMF-Brückengerüsten (51-64 μm). Im Vergleich der beiden Keramiken In-

Ceram Zirconia und In-Ceram YZ konnten hinsichtlich der Gesamtpassung der zweiflügeligen Brückengerüste keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Hingegen fiel die Passung der einflügeligen Brückengerüste aus In-Ceram YZ signifikant schlechter aus als die der einflügeligen In-Ceram Zirconia Brückengerüste, was in der unterschiedlichen Herstellung der Brückengerüste begründet sein kann. Dennoch liegen die durchschnittlichen Messwerte im klinischen Toleranzbereich von 100 µm für den Zementspalt prothetischer Versorgungen (Bornemann et al. 2001, Eichner und Voss 1971, Spiekermann 1986). Daraus kann man schließen, dass die nach der Cerec-3D Einheit geschalteten Geräte (Schleifeinheit, Infiltrationsofen, Sinterofen) optimal aufeinander abgestimmt sind. Als auffällig erwies sich bei der Vermessung der Schnitte, dass die Randspalten im Inzisalbereich und im Bereich der Approximalräume bei beiden Keramiken am größten waren. Die Ursache hierfür ist vermutlich die Software zur Herstellung der Brückengerüste. Da die Firma Sirona noch kein Programm für das Cerec-System zur Herstellung von Adhäsivbrücken anbietet, wurde zur Herstellung der Adhäsivbrückengerüste das herkömmliche Brückenprogramm verwendet. Ebenso könnte ein weiterer Grund für die unterschiedlichen Randspalten das Aufpassen von Hand nach der Anfertigung der Gerüste durch die Schleifeinheit und dem Glasinfiltrieren (In-Ceram Zirconia) bzw. dem Dichtsintern (In-Ceram YZ) sein.

Bei der in-vitro Studie von Fick (2003), die sich mit der Untersuchung von marginalen Randspalten und der inneren Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln $\alpha/2$ von 2°, 4° und 6° beschäftigte, ergaben sich Mittelwerte von 49,89 µm, 60,74 µm und 70,58 µm.

Das Lava-System von 3M Espe, das im Hinblick auf die Verarbeitung von Zirkoniumdioxidrohlingen dem Cerec- und Cercon-System sehr ähnlich ist, beschreibt Mittelwerte für die marginalen Randspalten ebenfalls zwischen 50 µm und 100 µm (Bornemann et al. 2001, Suttor et al. 2001, Völkl 2001).

Vergleicht man die Werte mit denen der im konventionell zahntechnischen Lost-Wax-Verfahren hergestellten Restaurationen, so lassen sich ähnliche Randspaltenwerte finden. So ermittelte Volkmar (2002) durch eine computergesteuerte Randspaltvermessung von Empress2-Inlays Werte von 62,8 µm.

Stellt man in der vorliegenden Studie die Randspalten der CAD/CAM gefertigten Restaurationen denen der konventionell gußtechnisch hergestellten EMF-

Restaurationen gegenüber, so zeigt sich, dass die Passgenauigkeit der zweiflügeligen vollkeramischen Brücken gleichzusetzen ist mit der Passgenauigkeit herkömmlich gusstechnisch gefertigter EMF-Brückengerüste.

6.2.2 Bruch- und Verbundfestigkeit

Untersuchungen zu maximalen Kaukräften können eine grobe Orientierung über die Mindestanforderungen von vollkeramischen Restaurationen geben. So werden im Frontzahnbereich maximale Kaukräfte von 10 MPa bis 15 MPa (200-300 N) und 20 MPa bis 30 MPa (400-600 N) im Seitenzahnbereich angegeben (Coca und Schwickerath 1987, Körber und Ludwig 1983). Killiarisis et al. (1993) dokumentierten, dass für den Frontzahnbereich eine Bruchfestigkeit von mindestens 14,5 MPa (290 N) erforderlich ist. Dabei ist die durchschnittliche Festigkeitsminderung von 40% im Laufe der Tragezeit infolge von Materialermüdung mit einem darin enthaltenen Sicherheitspuffer gegenüber physiologischen Kaukräften (Rosentritt et al. 2006, Schwickerath 1984, 1994) berücksichtigt. Die in dieser Studie verwendeten zirkondioxidhaltigen Keramiken sind stabil genug, um dem Kaudruck im Front- und Seitenzahngebiet Widerstand zu leisten (Filser et al. 2002, Tinschert et al. 1999a, Tinschert et al. 2001a). Dabei ist für die ausreichende Bruchfestigkeit von vollkeramischen Brückenrestaurationen auch die Größe des Verbinders entscheidend. Bei dreigliedrigen vollkeramischen Brücken sollten die Verbinderstärken laut CAD/CAM-Hersteller 8-9 mm² betragen. Da die Bruchfestigkeitswerte von Zirkoniumdioxidkeramiken weit über den geforderten Anfangsfestigkeitswerten vollkeramischer Frontzahnrestaurationen liegen, ist es möglich, Gerüst- und Verbinderstärken etwas zu reduzieren. Damit wird gleichzeitig Platz für eine ästhetisch anspruchsvolle Verblendung geschaffen bzw. kann substanzschonender präpariert werden.

In der Studie von Kern et al. 2005b wurden die Konnektorstärken für einflügelige Adhäsivbrücken im Frontzahnbereich mit 4,5 mm² angegeben. Die Verbinderstärke betrug in vertikaler Richtung 3 mm und in labio-palatinaler Richtung 1,5 mm, die Flügelstärke lag bei 0,5 mm. Für die vorliegende Arbeit wurden die von der Industrie geforderten Mindeststärken für Brückengerüstverbinder von 9 mm² nur gering unterschritten, da die Verbundfestigkeit zwischen Keramik und Befestigungszement und

nicht die alleinige Bruchfestigkeit dieser Keramiken untersucht werden sollte. Entscheidend ist, dass das verwendete Befestigungsmaterial und die Art der Befestigung die Bruchfestigkeit dentaler Restaurationen mitbestimmen (Kern und Thompson 1995, Sobrinho et al. 1998). Adhäsiv befestigte Restaurationen weisen einen kraftschlüssigen Verbund an der Zahnhartsubstanz auf, wodurch Zugspannungen an der Gerüstinnenseite minimiert werden. Die Vorbereitung der Zahnhartsubstanz mit Säure-Ätz-Technik und die richtige Vorbehandlung der keramischen Flächen stellen die Voraussetzung für einen stabilen Verbund dar (Mörig 2000, Mörig und Marquardt 2002, Pröbster 2001).

Mit dem Einsatz von Oxidkeramiken stellte sich auch die Frage nach ihren adäquaten adhäsiven Befestigungsmöglichkeiten. Da Zirkoniumdioxid keinen bzw. nur einen geringen Anteil an Glasphase besitzt, bewirkt die Oberflächenkonditionierung durch die Anwendung der Flusssäureätzung und Haftsilan wie bei den Silikatkeramiken keine Erhöhung der Haftverbundfestigkeit zwischen ZrO_2 und Befestigungskunststoffen. Deshalb werden in der Literatur unterschiedliche Konditionierungsmöglichkeiten diskutiert.

In dieser Studie erfolgte vor der Konditionierung und adhäsiven Befestigung bei allen Adhäsivbrückengerüsten eine rein mechanische Vorbehandlung zur Reinigung der Restaurationen mittels 110 µm Korundstrahlsandes bei einem Druck von 2,5 bar. Dieses Vorgehen hat sich bereits bei der Vorbehandlung und Oberflächenvergrößerung von Titanrestaurationen als optimal erwiesen, wo unter anderem auch ermittelt wurde, dass mit einer Steigerung des Strahldrucks oder durch die Verwendung eines groberen Korundsandes keine Verbundfestigkeitserhöhung erzielt werden kann (Göbel und Welker 1996a, Göbel et al. 1998). Beim Korundstrahlen von Zirkoniumdioxid stellt sich die Frage, ob damit eine Bearbeitung bzw. eine Oberflächenvergrößerung aufgrund der extremen Härte des Materials generell möglich ist (Kern und Thompson 1995). Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit unter anderem die Verbundfestigkeit von In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ- Brückengerüsten alleine mit dem dualhärtenden Komposit „Variolink II“ getestet, indem die Gerüste vor dem Verkleben nur sandgestrahlt wurden. Die niedrigen Haftwerte (3,91 MPa/ 2,65 MPa) lassen den Schluss zu, dass eine Konditionierung der Zirkoniumdioxid-Adhäsivbrückengerüste erfolgen muss.

In verschiedenen Untersuchungen konnten bereits Empfehlungen für die Oberflächenkonditionierung von Zirkoniumdioxid gegeben werden (Edelhoff und Marx 1995, Edelhoff et al. 2000a, Göbel et al. 1998, Göbel et al. 2009, Guggenberger 1989, Janda 1992a/b, Kern 2002, Kern 2005b). Allen geht die Überlegung voraus, dass die Zirkoniumdioxidkeramiken wie herkömmliche aufbrennfähige Legierungen konditioniert werden können (Eppenberger et al. 1987, Göbel et al. 1998, Göbel et al. 2009, Göbel und Welker 1996a, Kern et al. 1991, Kern und Thompson 1995).

Auf der Oberfläche von EMF-Legierungen befinden sich Metalloxide, Oxidkeramiken bestehen ebenfalls aus Metalloxiden, diese wiederum besitzen endständige Hydroxylgruppen. An diese reaktionsfreudigen Hydroxylgruppen können Phosphatmonomere aus modifizierten Bis-GMA-Befestigungskompositen (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) binden. Damit wird die fehlende Silikatschicht der Oxidkeramikgerüste gleichermaßen ersetzt (Göbel et al. 2009, Kern et al. 1991, Kern und Thompson 1995, Kern und Wegner 1998, Pospiech et al. 2004).

Für diese Methode zeigte sich in dieser Studie RelyX Unicem aber nicht Panavia F 2.0 als geeignet. Obwohl RelyX Unicem und Panavia F 2.0 ähnlich in ihrer Zusammensetzung sind, sie besitzen beide Phosphatmonomere, gab es signifikante Unterschiede nach thermozyklischer Alterung. Bei dem Scherfestigkeitstest der zweiflügeligen Adhäsivbrücken wurden für die Befestigung mit RelyX Unicem auch nach 25.000 Wechsellasten durchschnittliche Haftwerte von 20,51 MPa bei den In-Ceram Zirconia Gerüsten und 26,36 MPa bei den In-Ceram YZ Gerüsten erreicht. Hingegen lagen die Haftwerte von Panavia F 2.0 bereits nach 10.000 Wechsellasten bei 8,30 MPa für die In-Ceram Zirconia Brückengerüste und bei den Brückengerüsten aus In-Ceram YZ lagen diese bei 31,55 MPa. In einer Untersuchung von Valandro et al. (2007) zeigte sich ebenfalls, dass sich die anfänglich sehr guten Ergebnisse in der Verbundfestigkeit zwischen Panavia und In-Ceram Zirconia während der Wasserlagerung und Thermozyklisierung verschlechterten. Entgegen der Literaturempfehlungen (Kern 2005b, Kern et al. 1991, Kern und Wegner 1998) scheint Panavia F 2.0 nicht für die Befestigung von In-Ceram Zirconia geeignet zu sein. Eine Erklärung für die schlechten Haftwerte in dieser in-vitro Studie kann die techniksensible Verarbeitung von Panavia F 2.0 sein, da der dualhärtende Zement im Verhältnis 1:1 angerührt werden muss. Veränderungen in der Zusammensetzung können die Abbindezeit und damit den Verbund verändern. Eine

weitere Überlegung wäre, dass eine Wechselwirkung der verschiedenen Zirkoniumoxidkeramikgerüste mit dem Alloy Primer stattfindet. Dies müsste in weiterführenden Studien genauer untersucht werden.

Andere Literaturdaten belegen, dass die Vorbehandlung oxidkeramischer Restaurationen mittels Korundstrahlen mit Aluminiumoxid (Al_2O_3) und die Anwendung eines Silikatisierungsverfahrens vor der Zementierung mit dem Ziel höhere Festigkeitswerte zu erreichen, bewährt hat (Edelhoff und Marx 1995, Edelhoff et al. 2000a, Göbel et al. 1998, Kern et al. 1991b). Klinische Studien von EMF-Adhäsivbrückengerüsten aus Wiron 88 oder Remanium CD, welche vor dem Verkleben mit dem Silicoater-Verfahren konditioniert wurden, zeigten nach 13 Jahren in situ eine Überlebensrate von mehr als 69% (Ketabi et al. 1994). Das Silikatisierungsverfahren beinhaltet ein nachträgliches Aufbringen einer Silikatschicht, die einen Verbund mit dem Silan ermöglicht, welche dann eine chemische Bindung mit dem Kompositzement eingeht. Die Kombination aus Korundstrahlen und Konditionierung mittels Silicoater-Verfahren (Göbel und Musil 1998) erwies sich bei den Gerüsten aus der In-Ceram Zirconia und In-Ceram YZ Keramik gleichermaßen, wie auch in der Literatur beschrieben, als geeignet. Die Mittelwerte lagen für die zweiflügeligen Brückengerüste bei 58,43 MPa und 56,10 MPa nach 10.000 Wechsellasten und fielen auch nach weiterer thermozyklischer Wechsellast (25.000) nicht signifikant ab (67,10 MPa/ 55,46 MPa). Durch die Silikatisierung mittels Beschichtungsbrenner (Flammenpyrolyse) und anschließender Silanisierung mit Silanlösung (Silicoater-Verfahren) scheint es zu einer Oberflächenaktivierung der Oxidkeramik zu kommen. Die sich dabei ausbildende Verbindung zwischen Silan und organischer Matrix der Kompositkleber bleibt auch nach Langzeitlagerung in Wasser und thermischer Wechsellast stabil (Beldner und Marx 2002, Edelhoff und Sorensen 2002, Göbel und Welker 2001, Jakob und Marx 1988, Kern und Wegner 1998).

Wurden hingegen die Brückengerüste durch das Rocatec-Verfahren (3MEspe, Seefeld) konditioniert und nach der Befestigung mit Variolink II dem Druck-Scherversuch ausgesetzt, lagen die Werte bei den In-Ceram Zirconia Brückengerüsten unterhalb der Mindestanforderungen für den Frontzahnbereich und bei den In-Ceram YZ Brücken nur knapp über dem Mindestbelastungswert für den Frontzahnbereich. Eine Erklärung kann die Art der Silkatisierung der Brücken durch das Rocatec-Verfahren sein. Bei dieser

tribochemischen Silikatisierung werden die Silikatteilchen mittels Strahlsand unter Druck auf die Gerüstoberfläche aufgeschmolzen. Da es sich um sehr feste Keramiken handelt, könnte der Strahldruck nicht ausreichen, um genügend Silikatteilchen zum Aufschmelzen zu bringen. Auch die Oxidzusammensetzung in der Keramik kann eine Rolle spielen, da mit den In-Ceram YZ Brückengerüsten bessere Ergebnisse erzielt wurden als mit den In-Ceram Zirconia Gerüsten. Ähnliche Resultate wurden auch in anderen Studien gefunden (Kern und Thompson 1995).

Eine weitere Möglichkeit zur Konditionierung von Zirkoniumdioxidkeramiken besteht darin, spezielle Primer einzusetzen, die sich mit dem Befestigungskomposit verbinden.

In der vorliegenden Studie wurde der organische Metal Primer II ausgewählt. Dieser wurde speziell für den Legierungs-Kunststoffverbund entwickelt und in verschiedenen Studien untersucht (Göbel und Welker 1999, 2001, 2004). Zum Einen wurden die Adhäsivbrückengerüste nach Korundstrahlung nur mit diesem Metal Primer II konditioniert, zum Anderen erfolgte zusätzlich nach der Konditionierung mit Metal Primer II ein dünner Opakerfilmauftrag (10-20 μm) auf dem Adhäsivbrückengerüst, bevor diese im Anschluss mit dem Befestigungskomposit Variolink II verklebt wurden. Es zeigte sich bei der Versuchsgruppe mit Opakerauftrag eine signifikante Verbundfestigkeitssteigerung gegenüber der Versuchsgruppe ohne Opakerauftrag sowohl bei In-Ceram Zirconia (65,81 MPa/ 5,85 MPa nach 10.000 WL) als auch bei In-Ceram YZ (55,90 MPa/ 13,07 MPa nach 10.000 WL) unabhängig von der thermozyklischen Alterung. Die Ursache für die schlechten Verbundwerte ohne Opakerauftrag könnte nach Göbel et al. (2009) in der direkten Wechselwirkung zwischen dem sauren Primer und dem dualhärtenden Befestigungskomposit liegen, was Auswirkungen auf dessen Abbindeverhalten hat. Hingegen scheint die Opakerschicht eine bessere Bindung mit der Verbundschicht einzugehen. Möglicherweise liegt dies auch an der hohen Eigenfestigkeit der Kunststoffzwischen-schicht.

Inzwischen werden neben den ursprünglich für den Legierungs-Kunststoff-Verbund entwickelten Primern auch solche Primer angeboten, die direkt zur Konditionierung von Zirkoniumdioxid-Keramiken entwickelt wurden. In der Studie von Göbel et al. (2009) wurden drei Primer zur Konditionierung von Zirkoniumdioxid auf ihre Verbundfestigkeit hin untersucht. Dabei handelte es sich um den Metal/Zirconia Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), den AZ-Primer (Shofu Dental, Ratingen)

und Metal Zirkonia Bond1/ Bond2 (Heraeus, Hanau). Unabhängig von den verwendeten Primern zeigten sich dabei ähnliche Verbundergebnisse wie in der vorliegenden Arbeit bei der Konditionierung mit Metal Primer II und Gradia-Opaker Auftrag.

Der Vergleich der unterschiedlichen adhäsiven Befestigungen von Adhäsivbrücken zeigt, dass die Verbundwerte signifikant höher sind, wenn eine Oberflächenkonditionierung vor der Befestigung mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit erfolgte. Die Verbesserung des Verbundes nach verschiedenen Vorbehandlungsmethoden konnte durch die Scherkraftversuche der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Vergleicht man die Brückengerüste ohne Vorbehandlung und die Gerüste mit Silicoater- oder Primerkonditionierung nach thermozyklischer Alterung, konnte in dieser Studie ein unterschiedlicher Festigkeitsverlust des Verbundes nachgewiesen werden, was sich mit den Ergebnissen anderer Studien deckt. So beschreibt Blatz et al. (2004), dass die tribochemische Silikatisierung und Silanisierung den Klebeverbund zu verschiedenen Zirkoniumdioxidrestaurationen wesentlich erhöht. Im Fall der unbehandelten Brückengerüste erwies sich der Verbund mit einer signifikanten Verschlechterung der Werte weitaus anfälliger auf die Wechsellast als die vorbehandelten Brückengerüste, was auf die Schwächung des Klebeverbundes durch Wasseraufnahme zurückzuführen ist (Kelly 1999, Kern und Thompson 1995, Sobrinho et al. 1998). Für die konditionierten Brückengerüste ergab sich keine signifikante Scherfestigkeitsminderung nach Alterungssimulation. Das lässt auf eine geringe Wasseraufnahme des Befestigungszementes bzw. auf den guten Verbund zwischen Befestigungszement und/ oder konditionierter Oxidkeramikoberfläche schließen.

Der erfolgreiche klinische Einsatz vollkeramischer Adhäsivbrücken wurde bereits in einer 5-Jahresstudie gezeigt. Kern (2005a) verwendete dabei einflügelige Keramikgerüste aus Aluminiumoxid und In-Ceram Zirkonia. Im Unterschied zur vorliegenden Studie haben sich bei Kern aufgrund der klinisch vorhandenen Zahnbeweglichkeit einflügelige Adhäsivbrücken besser bewährt als zweiflügelige. Die Überlebensrate betrug nach fünf Jahren bei einflügeligen Adhäsivbrücken 92,3% und lag damit höher als die der zweiflügeligen Adhäsivbrücken (73,9%). Ebenso konnte auch eine höhere klinische Überlebensrate für einflügelige EMF-Adhäsivbrückengerüste festgestellt werden (Wegner und Kern 2000). Diese Ergebnisse lassen sich durch die verwendeten Materialarten erklären. In der Studie von Kern (2005a) wurden

Oxidkeramiken verwendet. Diese zeichnen sich durch ihren 90%igen Oxidanteil als geeignete Gerüstmaterialien aus, da die Festigkeit der Keramik mit dem Oxidkristallgehalt zunimmt. Werden diese Gerüste als zweiflügelige Adhäsivbrücken auf bewegliche Pfeiler adhäsiv befestigt, kommt es durch Druck- und Scherkräfte eher zum Bruch der Brückengerüste. Hingegen würden sich Brückengerüste aus einer EMF-Legierung durch ihren E-Modul vom Brückenflügel lösen, bevor es zum Bruch kommt. In der vorliegenden Studie wurde beim Vergleich der Haftwerte zwischen den ein- und zweiflügeligen vollkeramischen Adhäsivbrückengerüsten kein signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Konditionierungsmöglichkeiten festgestellt. Auffällig war lediglich, dass die Haftwerte der einflügeligen Adhäsivbrücken etwa ein Fünftel der Werte für zweiflügelige Adhäsivbrücken betragen, was auf die kleinere Klebefläche der einflügeligen Gerüste zurückzuführen ist. Sicherlich spielt dabei auch die extraachbiale Belastung des Brückenflügels beim Druck-Scherversuch eine weitere Rolle. Die ermittelten Haftwerte lagen unter der geforderten Verbundfestigkeit für den Frontzahnbereich.

7 Schlussfolgerungen

Vor allem für den Frontzahnbereich spielt die Ästhetik dentaler Restaurationen eine wichtige Rolle. Vollkeramische Adhäsivbrücken erweisen sich dafür als geeignet. Der Vergleich der Passgenauigkeit von CAD/CAM gefertigten, vollkeramischen Brückengerüsten mit den EMF-Adhäsivbrückengerüsten ergab keine signifikanten Unterschiede.

Vorraussetzung für die gute Verbundfestigkeit zwischen Brückengerüst und adhäsiven Befestigungszement ist die geeignete Vorbehandlung (Konditionierung) der Brückengerüste und/ oder ein geeignetes Befestigungskomposit.

Im Vergleich der Druckfestigkeit von ein- bzw. zweiflügeligen Adhäsivbrückengerüsten mit unterschiedlicher Konditionierung und verschiedenen Befestigungszementen zeigten sich große Unterschiede. Die Verbundfestigkeitswerte für einflügelige Adhäsivbrücken betrugen etwa ein Fünftel der Verbundwerte für zweiflügelige Adhäsivbrücken.

Aus den Ergebnissen lassen sich folgende klinische Empfehlungen ableiten: Eine Vorbehandlung der Zirkoniumdioxidgerüste ist zu empfehlen. Bei der In-Ceram Zirconia Keramik sollte vor einer Befestigung mit Variolink II eine Konditionierung mit dem Silicoater-Verfahren erfolgen. Es kann auch eine Konditionierung mit Metal Primer II vorgenommen werden, wobei nach der Metal Primer II- Konditionierung ein Opaker-Auftrag in Form eines 10-20 µm starken Films nötig ist, welcher anschließend lichtgehärtet werden muss. Das Verwenden des Befestigungskomposits RelyX Unicem nach vorherigem Korundstrahlen des Keramikgerüstes ist ebenfalls zu empfehlen, wobei die Haftwerte geringer als bei der Silicoater- oder Metal Primer II- Konditionierung sind.

Die In-Ceram YZ Keramikgerüste können vor einer Befestigung mit Variolink II mit dem Silicoater-Verfahren oder Metal Primer II konditioniert werden, wobei auch hier nach der Metal Primer II- Konditionierung ein Opaker-Auftrag in Form eines 10-20 µm starken Films nötig ist, welcher im Anschluss photopolymerisiert werden muss. Beide Konditionierungsmöglichkeiten kamen bei dieser Keramik zu gleich guten Haftverbundergebnissen. Der selbstkonditionierende dualhärtende Befestigungszement RelyX Unicem und Panavia F 2.0 können ebenfalls bei der yttriumverstärkten Zirkoniumdioxidkeramik (In-Ceram YZ) nach vorherigem Korundstrahlen der

Brückengerüste angewendet werden.

Nach künstlicher Alterung (10.000 und 25.000 Wechsellasten) konnten keine signifikanten Veränderungen hinsichtlich der Verbundfestigkeit festgestellt werden.

Die in dieser In-vitro-Studie ermittelten Haftwerte für die einflügeligen vollkeramischen Adhäsivbrückengerüste bei unterschiedlichen Konditionierungen und/ oder Befestigungskompositen lagen unter der benötigten Bruchfestigkeit von mindestens 290 N (14,5 MPa) für den Frontzahnbereich. Deshalb sind einflügelige vollkeramische Adhäsivbrücken nur eingeschränkt empfehlenswert.

.

8 Literaturverzeichnis

1. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. 2001. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Alumina and In-Ceram-Zirconia bars. Dent Mater 17: 260-267.
2. Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. 1985. Effects of enamel etching on bond strength and morphology. J Clin Orthodont 19: 36-38.
3. Becker J, Heidemann D. 1993. Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM- Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 48: 611-617.
4. Behr M, Rosentritt M. 2000. Metallgestützte Adhäsivbrücken. Quintessenz Zahntech 51: 1261-1270.
5. Beldner W, Marx R. 1992. Silikatisieren als Oberflächenkonditionierung von Metallen für den hydrolysebeständigen Verbund mit Kunststoffen. Quintessenz Zahntech 43: 103-115.
6. Beuer F, Fick K, Erdelt KJ, Gernet W. 2003. Marginale und innere Passung von CAM- gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronen-Gerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. Dtsch Zahnärztl Z 58(9): 517-521.
7. Beuer F, Kerler T, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. 2004. Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-restorationen. Dtsch Zahnärztl Z 59: 527-530.
8. Bieniek KW, Küpper H. 1988. Zur Randspaltproblematik von Keramikkrönen. ZWR 97(12): 1048-1051.
9. Bieniek KW, Küpper H, Richter EJ. 1989. Histologische und Raster elektronen-mikroskopische Untersuchungen zur marginalen Passform von Dicor-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 44: 783-784.
10. Bieniek KW, Marx R. 1994. Die mechanische Belastbarkeit neuer voll-keramischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104: 284-289.
11. Bieniek KW, Spiekermann H. 1993. Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. Quintessenz Zahntech 44: 529-542, 689-697.

12. Bindl A, Mörmann WH. 2002. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 15: 451-456.
13. Blatz MB, Avishai S, Kern M. 2004. Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestaurationen. *Quintessenz Zahntech* 55: 33-41.
14. Bornemann G, Lemelson S, Claas H, Luthardt R. 2001. Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit von Vollkeramikkrone (Cerec 3). *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 619-622.
15. Bose M, Ott KHR. 1994. Wissenschaftliche Erkenntnisse über das Cerec-System. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 671-673.
16. Bublak JM. 2007. In-vitro-Versuch zur Untersuchung des Einflusses des Präparationsdesigns auf die Überlebenswahrscheinlichkeit einflügeliger vollkeramischer Adhäsivbrücken in der Oberkieferfront. *Zahnmed. Diss.*, Universität Würzburg.
17. Cales B. 2000. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory and clinical data. *Clin Orthop Relat Res* 379: 94-112.
18. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. 2002. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 15: 183-188.
19. Claus H. 1980. Vita In-Ceram: Ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntech* 16: 35- 49.
20. Clauss C. 2002. Vollkeramischer Zahnersatz auf Basis von gefrästem Zirkonoxid. *ZMK* 6: 436-442.
21. Coca I, Schwickerath H. 1987. Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 42: 338-341.
22. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. 1999. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 20: 371-376.
23. Cutler RA, Reynolds JR, Jones A. 1992. Sintering and characterization of polycrystalline monoclinic, tetragonal and cubic zirconia. *J Am Ceram Soc* 75: 2173-2183.

24. DeLong R, Pintado M, Douglas WH. 1985. Measurements of change in surface by computer graphics. Dent Mater 1: 27-30.
25. Demmel HJ. 1971. Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 26: 700-705.
26. Duh JG, Dai HT, Hsu WY. 1988. Synthesis and sintering behaviour in CeO₂-ZrO₂ ceramics. J Mater Sci 23: 2786-2791.
27. Duh JG, Wan JU. 1992. Developments in highly toughened CeO₂-Y₂O₃-ZrO₂ ceramic system. J Mater Sci 27: 6197-6203.
28. Edelhoff D, Marx R. 1995. Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 50: 112-117.
29. Edelhoff D, Abuzayeda M, Yildirim M, Spiekermann H, Marx R. 2000a. Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 55: 617- 623.
30. Edelhoff D, Horstkemper T, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M. 2000b. Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 55: 326-330.
31. Edelhoff D, Sorensen JA. 2002. Retention of selected core materials to zirconia posts. Operative Dent 27: 455-461.
32. Eichner K, Voss R. 1971. Der Kronenrand. Dtsch Zahnärztl Z 26: 742-757.
33. Eppenberger J, Marinello CP, Scherle W, Schärer P. 1987. Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 97: 1237-1250.
34. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaum T. 2000. Long-Term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns. J Prosthet Dent 83: 530-534.
35. Fenske C, Jurren MP, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. 1999. In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. Dtsch Zahnärztl Z 54: 732-734.
36. Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Münz N, Schildbach O, Jüde HD. 2000. In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. ZWR 109:223-226.

37. Fick K. 2003. Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel. Zahnmed. Diss., Universität München.
38. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. 2002. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech 28: 48-60.
39. Friedrich R, Kern M. 2002. Resin Bond strength to Densely sintered alumina Ceramic. Int J Prosthodont 15: 333-338.
40. Gehre G. 2000. Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
41. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. 1999. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 54: 692-694.
42. Geis-Gerstorfer J, Frank G. 1986. Besserer Verbund durch Silanisieren: Ein Fortschritt in der dentalen Technologie. Dent Labor 34: 1543-1546.
43. Geurtsen W. 1990. Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 45: 380-386.
44. Göbel R, Luthardt R, Welker D. 1998. Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. Dtsch Zahnärztl Z 53: 295-298.
45. Göbel R, Musil R. 1998. Verblendkunststoffe. In: Meiners H, Lehmann KM, Hrsg. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München, Wien: Carl Hanser Verlag
46. Göbel R, Rzanny A, Jahn F, Küpper H. 2009. Optimale adhäsive Befestigung von Zirkoniumdioxidrestaurationen. Quintessenz Zahntech 35(2): 148-160.
47. Göbel R, Welker D. 1996a. Metall-Kunststoff-Verbundverfahren in der Zahnmedizin. Dent Labor 44: 2045-2052.
48. Göbel R, Welker D. 1996b. Legierungs-Kunststoff-Verbunde in der Zahnmedizin - experimentelle Stressung und Prüfung. Swiss Dent 11: 22-28.
49. Göbel R, Welker D. 1999. Etablierte und neuentwickelte Metall- Kunststoffverbundverfahren im experimentellen Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z 54: 644-647.

50. Göbel R, Welker D. 2000. Anorganische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren: Silikatisierung, Silanisierung, Verzinnen. Quintessenz Zahntech 26: 733-743.
51. Göbel R, Welker D. 2001. Organische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren. Quintessenz Zahntech 27: 197-203.
52. Göbel R, Welker D. 2004. Welche Faktoren bestimmen die Festigkeit des Legierung-Kunststoffverbundes? ZWR 113: 306-313.
53. Gräf W. 1960. Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heisser und kalter Speisen. Dtsch Zahnärztl Z 15: 30-34.
54. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont 15: 339-346.
55. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. 2004a. Strength, fracture toughness and microstructure of a Selektion of all-ceramic materials. Part I: Pressable and alumina glassinfiltrated ceramics. Dent Mater 20: 441-448.
56. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. 2004b. Strength, fracture toughness and microstructure of a Selektion of all-ceramic materials. Part II: Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 20: 449-456.
57. Guggenberger R. 1989. Das Rocatec-System - Haftung durch tribochemische Beschichtung. Dtsch Zahnärztl Z 44: 874-876.
58. Gupta TK, Bechthold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR. 1977. Stabilization of tetragonal Phase in polykristalline zirconia. J Mater Sci 12: 2421-2426.
59. Haas M, Wegscheider WA, Bratschko RO. 1988. Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich. Quintessenz Zahntech 4: 625-633.
60. Haase EC. 2003. Vollkeramischer Zahnersatz weltweit im Vormarsch. ZWP spezial 7: 28-32.
61. Hahn R, Löst C. 1992. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 47: 659-664.
62. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. 2000. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. J Am Ceram Soc 83: 461-487.

63. Haastert B, Hickel R, Holste T, Kerschbaum T. 1992. Einflussfaktoren für das Verlustrisiko von Adhäsivbrücken. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102: 416-420.
64. Hegenbarth EA. 1995. Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität. Dent Lab 18: 797-809.
65. Hegenbarth EA. 2005. Ästhetik und Zirkoniumdioxid - ein Widerspruch? Quintessenz Zahntech 31: 336-354.
66. Hennicke HW. 1997. Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Dtsch Keram Ges 44: 209-214.
67. Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts P, Perdigao J, Vanherle G, Van Meerbeek B, Frankenberger R, De Munck J. 2001. Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für die Praxis. Seefeld: 3M ESPE.
68. Hölsch W, Kappert HF. 1992. Festigkeitsprüfung von vollkeramischen Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 47: 621-623.
69. Holste T. 1984. Der Frontzahnverlust im jugendlichen Gebiss-Therapiemöglichkeiten aus der Sicht des Prothetikers. Dtsch Zahnärztl Z 37: 430-434.
70. Holste T, Berling F. 1982. Vergleichende Untersuchung zur Haftfestigkeit von Komposit-Ätzbrücken - Herkömmliche und zusätzliche Retentionshilfen. Dtsch Zahnärztl Z 37: 885- 891.
71. Horn M., Vollandt R. 1995. Multiple Tests und Auswahlverfahren.
72. Hornberger H, Vollmann M, Thiel N. 2002. Vita In-Ceram-Zirkonia, Verarbeitungsanleitung. Bad Säckingen: Vita Zahnfabrik.
73. Hüls A. 1995. Vollkeramischer Ersatz aus In-Ceram. Bad Säckingen: Vita Zahnfabrik.
74. Jahn F, Bode D, Göbel R, Gnauck M, Küpper H. 2006a. In-vitro-Untersuchungen zu CAD/CAM gefertigten vollkeramischen Adhäsivbrücken. Dtsch Zahnärztl Z 61:417-421.
75. Jahn F, Bode D, Göbel R, Küpper H. 2006b. Vollkeramische Adhäsivbrücken aus In-Ceram Zirkonia und In-Ceram YZ. Aesthet Zahnmed 9:16-23.

76. Jakob E, Marx R. 1988. Silanisierung der Klebebrückenflügel. Zahnärztl Praxis 39: 124-128.
77. Janda R. 1992a. Kleben und Klebetechniken. Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. Dent Labor 40: 409-415.
78. Janda R. 1992b. Kleben und Klebetechniken. Teil 2: Adhäsiv-Systeme für Zahntechnik und Zahnmedizin. Dent Labor 40: 615-628.
79. Kappert HF. 1998. Vollkeramischer Zahnersatz. In: Meiners H, Lehmann KM, Hrsg. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München, Wien: Carl Hanser Verlag.
80. Kappert HF. 1999. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz Verlag.
81. Kappert HF. 2000. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. Zahnärztl Mitt 93: 42-46.
82. Kappert HF, Knipp U, Wehrstein A, Kmitta M, Knipp J. 1995. Festigkeit von Zirkonoxid- verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 50:683-685.
83. Kappert HF, Knode H, Manzotti L. 1990. Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. Dent Lab 38: 177-183.
84. Kappert HF, Knode H, Schultheiss R. 1991. Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. Dtsch Zahnärztl Z 46: 129-131.
85. Kappert HF, Krah M. 2001. Keramiken- eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 27: 668-704.
86. Kappert HF, Schreck U, Prunte H, Barucha A, Erpelding E, Banholzer M. 1989. Prüfung von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen durch Scher-, Biege- und axialen Zugversuch. Dtsch Zahnärztl Z 44: 879-881.
87. Kelly JR. 1999. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic resaustration. J Prosthet Dent 81: 652-661.
88. Kern M. 2002. Keramik- Erfahrungen aus Klinik, Praxis und Labor. ZMK 18: 722-731.

89. Kern M. 2005a. Clinical long-Term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence Int 36: 141-147
90. Kern M. 2005b. Einflügelige Adhäsivbrücken und Adhäsivattachments - Innovation mit Bewährung. zm 95 (21): 54-60.
91. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. 1993. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent 21: 117-121.
92. Kern M, Gläser R. 1997. Cantilevered all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures. A new treatment modality. J Esthet Dent 9: 255-264.
93. Kern M, Knode H, Strub JR. 1991a. The all porcelain, resin-bonded-bridge. Quintessence Int 22: 257-262.
94. Kern M, Neikes J, Strub JR. 1991b. Haftfestigkeit des Klebeverbundes auf In-Ceram nach unterschiedlicher Oberflächenkonditionierung. Dtsch Zahnärztl Z 46: 758-761.
95. Kern M, Pröbster L. 2002. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. Dental Praxis 14: 269-276.
96. Kern M, Pröbster L. 2003. Vollkeramik und die Erwartungen. ZWP spezial7: 4-8
97. Kern M, Strub JR. 1998. Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results oder up to 5 years. J Dent 26: 245-249.
98. Kern M, Thompson VP. 1995. Bonding to a glass infiltrated alumina ceramic: Adhesion methods and their durability. J Prosthet Dent 73: 240-249.
99. Kern M, Wegner SM. 1998. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. Dent Mater 14: 64-71.
100. Kerschbaum T. 1994. Adhäsiv-Prothetik. München: Urban und Schwarzenberg Verlag, 3-64.
101. Kerschbaum T. 2004. Langzeitüberlebensdauer von Zahnersatz. Eine Übersicht. Quintessenz 55: 1113-1126.
102. Ketabi AR, Kaus T, Herdach F, Groten M, Axmann-Krcmar D, Pröbster L, Weber H. 1994. Thirteen-year follow-up study of resin-bonded fixed partial dentures. Quintessences Int 35: 407-411.

103. Killiarisis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. 1993. The relationship between maximal force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odont Scand* 51: 323-329.
104. Klink A, Groten M. 2006. CAD/CAM-Restaurationen aus Zirkonoxid. *ZMK* 22: 268-276.
105. Körber KH, Ludwig K. 1983. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dental Labor* 31: 55-60.
106. Körber KH, Ludwig K. 1993. *Zahnärztliche Werkstoffe und Technologie*. Stuttgart: Thieme Verlag.
107. Kohlmeyer B, Baumann A, Behneke N, Scheller H. 2004. Verweilwahrscheinlichkeit und Einflussfaktoren für das Verlustrisiko von Adhäsivbrücken - eine 15-Jahres-Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 59(8): 428-434.
108. Kunzelmann KH, Hickel R. 1990. Zur Präzision des Cerec-Systems: Die Schleifeinheit. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 277-280.
109. Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K. 2006. Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. Wiesbaden: AG Keramik e.V.
110. Kurbad A, Reichel K. 2001. Cerec inLab - State of the art. *Quintessenz Zahntech* 27: 1056-1074.
111. Lauer HC. 2003. Vollkeramische Restaurationen in der Hand des Generalisten. *zm 9 (online)*: 40.
112. Lehner C, Studer S, Schärer P. 1998. Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. *J Dent Res* 77: 803-804.
113. Lenz E. 1996. Aktuelle Keramiksysteme aus materialkundlicher Sicht. *Swiss Dent* 11: 7-13.
114. Livaditis GJ. 1983. Etched metal resin-bonded restorations: principles in retainer design. *Int J Periodontics Restorative Dent* 3(4): 34-47.
115. Luthardt R, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E. 1998. Kronen aus Hochleistungskeramik. Zirkonoxid-Keramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 280-285.

116. Luthardt R, Musil R. 1997. CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52: 380-384.
117. Luthardt R. 2005. Ästhetische Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik. zm 95 (21): 62-66.
118. Malament KA, Socransky SS. 1999a. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part I: Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender and age. J Prosthet Dent 81: 23-32.
119. Malament KA, Socransky SS. 1999b. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: Effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent 81: 662-667.
120. Manhart J. 2006. Alles was Sie schon immer über vollkeramische Restaurationen wissen wollten. DFZ 5: 46-52.
121. Marc S. 2002. Vita In-Ceram® Alumina, Verarbeitungsanleitung. Bad Säckingen: Vita Zahnfabrik.
122. Marinello CP, Soom U, Schärer P. 1988. Präparation in der Adhäsivprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2: 139-152.
123. Marinello CP, Schärer. 1990. Einzelzahnersatz beim jugendlichen Patienten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 597-606.
124. Marx R. 1987. Ursachen für das Versagen von Klebeverbindungen bei Adhäsivbrücken. Schweiz Monatsschr Zahnmed 97: 458-464.
125. Marxkors R, Meiners H. 1993. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. München, Wien: Carl Hanser Verlag.
126. Matsui M, Soma T, Oda I. 1986. Stress-induced transformation and plastic deformation for Y₂O₃-containing tetragonal zirconia polycrystals. J Am Ceram Soc 69: 198-202.
127. Mehl A. 2001. Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP 4: 6-9.
128. Mehl A. 2003. CAD/CAM-Fertigungsverfahren- neue Ansätze und Wege. ZWP spezial 7: 16-23.
129. Michalides M. 2005. Ästhetische Rehabilitation im Hinblick auf temporäre kosmetische Zahnheilkunde. Dentalfresh 3: 26-28.

130. Mörig G. 2000. Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestorationen. Quintessenz Zahntech 9: 891-900.
131. Mörig G, Marquardt. 2002. Befestigung vollkeramischer Restaurationen. ZMK 18(4): 208-214.
132. Mörmann WH. 2006. 20 Jahre keramische Cerec CAD/CAM - Restaurationen. Technischer Stand und klinische Bewährung. zm 96(11): 58-65.
133. Mörmann WH, Brandestini M. 1987. Cerec-System: computerisierte Inlays, Onlays und Schalen. Zahnärztl Mitt 77: 2400-2405.
134. Morgano SM, Millet P. 1993. Clinical success of cast metal post and cores. J Prosthet Dent 70: 11-16.
135. Müller G. 1988. Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken. Dtsch Zahnärztl Z 43: 438-440.
136. Munz D, Fett T. 1989. Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Der Kunststoff/ Metall-Verbund. Heidelberg: Hüthig Verlag
137. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. 2000. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 13: 189-193.
138. Pauli C. 1996. Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. ZWR 105: 626-627.
139. Pegoraro LF, Barrack G. 1987. A comparison of bond strengths of adhesive cast restorations using different designs, bonding agents and luting resins. J Prosthet Dent 57(2): 8-133.
140. Peters S. 1986. Vergleich der Abschliffmengen bei Adhäsivankern und bei Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 44: 2039-1040.
141. Pfeiffer P, Marx R. 1989. Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 99: 782-786.
142. Porter DL, Heuer AH. 1979. Microstructural development in MgO-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ). J Am Ceram Soc 62: 298-305.
143. Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. 2004. Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. Seefeld: 3M ESPE.

144. Pröbster L. 1997. Klinische Langzeiterfahrungen mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram. Quintessenz Zahntech 48: 1639-1646.
145. Pröbster L. 2001. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 56: 575-576.
146. Pröbster L. 2002. Die Materialspezifik vollkeramischer Restaurationssysteme. ZMK 18(4): 200-207.
147. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. 2003. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater 19: 603-611.
148. Reuling N, Siebert GK. 1989. Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung. Dent Lab 37: 67-71.
149. Riedling W. 1989. Fortschritte der gegossenen Glaskeramik. Zahnärztl Mitt 79: 1678-1679.
150. Rieger W. 1993. Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. IDR (Biokeramik) 2: 116-118.
151. Richter EJ. 1985. Die Bedeutung der Versuchsbedingungen im wissenschaftlichen Experiment, dargestellt am Beispiel der Zahnbeweglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 40: 404-405.
152. Rochette AL. 1973. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent 30: 418-419.
153. Rosenblum MA, Schulman A. 1997. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 128: 297-307.
154. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. 2006. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater 22: 176-177.
155. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. 2003. CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 58: 559-569.
156. Sato Y, Yuasa Y, Abe Y, Akagawa Y. 1995. Finite element and weibull analysis to estimate failure risk in resin-bonded retainers. Int J Prosthodont 8(1): 73-78.
157. Schmeißer T. 2009. Vergleichende Untersuchungen von Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Dentalkeramiken. Zahnmed. Diss., Universität Jena.

158. Schmidt A, Walter M, Böning K. 1998. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 49: 1111-1122.
159. Schmidt H. 2004. Untersuchungen zur computergestützten Herstellung von Kronen und Brückengerüsten. Thüringer Zahnärztebl 1: 21-29.
160. Schüller KH, Hennicke HW. 1985. Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. Ceram Forum Int 62: 259-263.
161. Schwickerath H. 1984. Dauerfestigkeit von Metallkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 39: 143-145.
162. Schwickerath H. 1994. Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20: 1495-1499.
163. Scott HG. 1975. Phase relationships in the zirconia-yttria system. J Mater Sci 10: 1527-1535.
164. Simonsen RJ, Thompson VP, Barrack G. 1983. Etched cast restorations: Clinical and laboratory techniques. Chicago: Quintessence.
165. Sobrinho LC, Catell MJ, Glover RH, Knowies JC. 1998. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 11: 255-262.
166. Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. 1998. In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials. J Cal Dent Assoc 26: 207-214.
167. Spiekermann H. 1986. Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 41: 1015-1019.
168. Stevens R. 1991. Engineering properties of zirconia. Engineered materials handbook: ceramics and glasses. Ohio: ASM International, Materials Park.
169. Striezel R. 2001. Future Dent - Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. Quintessenz Zahntech 27: 970-978.
170. Strub JR. 1992. Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 47: 566-571.
171. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. 1998. Einführung in die Adhäsivprothetik. In Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Hrsg. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz Verlag.

172. Sturzenegger B, Feher A, Lüthy H, Schumacher M, Loeffel O, Filser F, Kocher P, Gauckler L, Schärer P. 2000. Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem DCM-System. *Acta Med Dent Helv* 5:131-139.
173. Suttor D, Höscheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K. 2001. Lava TM - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste. *Quintessenz Zahntech* 52: 805-808.
174. Tay WM. 1994. Klebebrücken: Möglichkeiten und Grenzen. Heidelberg: Hüthing Verlag, 7-169.
175. Tinschert J, Götzen N, Natt G. 2007. Werkstoffkundliche Grundlagen. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 5-53.
176. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R. 1999a. Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 545-550.
177. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. 2001a. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14: 231-238.
178. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. 2001b. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26 367-374.
179. Tinschert J, Schimmang A, Fischer H, Marx R. 1999b. Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 695-699.
180. Türp JC. 2001. Sind Vollkeramikbrücken praxisreif? *Dtsch Zahnärztl Z* 56:136-139.
181. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Leite FPP, Bottino MA. 2007. Microtensile bond strength of a rein Zement to silicat-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. *Int J Prosthodont* 20 (1): 70-72.
182. Van der Zel J. 1999. Heutige CAD/CAM-Systeme im Vergleich. *Quintessenz Zahntech* 25: 103-204.

183. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. 1994. Clinical status of ten dentin adhesive systems. J Dent Res 73: 1690-1692.
184. Völkl L. 2001. Cercon - Das CAM- Vollkeramiksystem von Degussa Dental. Quintessenz Zahntech 52: 811-814.
185. Volkmar A. 2002. Computergesteuerte Randspaltvermessung biokompatibler Inlaysysteme, In-Vitro und In-Vivo-Ergebnisse. Zahnmed. Diss., Universität Jena.
186. Wegner SM, Kern M. 2000. Long-Term resin bond strength to zirconia ceramic. J Adhes Dent 2: 139-147.
187. Wohlwend A. 1987. Verfahren und Ofen zur Herstellung von Zahnersatzteilen. Etablissement Dentaire Ivoclar, Europäische Patentanmeldung 0 231 773.
188. Zimmer D, Gerds T, Strub JR. 2004. Survival rate of IPS-Empress 2 all-ceramic crowns and bridges: three year`s results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 115-119.

9 Anhang

Gerüststärkenbestimmung in mm

Einflügelige In-Ceram Zirconia Brückengerüste (zu Tab. 1, Abb. 27)

Messpunkt/ Brückengerüst	1	2	3	4	5
1	0,86	0,71	1,07	3,5	2,75
2	0,87	0,75	1,03	2,92	2,66
3	0,9	0,89	0,92	3,18	2,51
4	0,93	0,93	1,14	3,42	2,7
5	0,88	0,72	0,89	3,07	2,47
6	0,85	0,73	1,03	3,48	2,58
7	0,86	0,72	0,98	3,21	2,57
8	0,87	0,81	0,99	3,34	2,56
9	0,85	0,81	1,01	3,32	2,67
10	0,87	0,79	0,87	3,12	2,59
11	0,89	0,72	1,03	3,14	2,71
12	0,87	0,71	0,97	3,25	2,69
13	0,87	0,75	0,98	3,64	2,76
14	0,88	0,81	1,01	3,23	2,66
15	0,89	0,86	0,97	3,19	2,51
Durchschnitt	0,88	0,78	0,99	3,27	2,63

Messpunkt [mm]	1	2	3	Durchschnitt (1-3)	4	5	Verbinder 4x5
Durchschnitt	0,88	0,78	0,99	0,88	3,27	2,63	8,58
Median	0,87	0,75	0,99	0,88	3,23	2,66	8,55
Standardabw.	0,02	0,07	0,07	0,04	0,19	0,91	0,69
Minimum	0,85	0,71	0,87	0,83	2,97	2,47	7,58
Maximum	0,93	0,93	1,14	1	3,64	2,76	10,05
Perzentile 25	0,86	0,72	0,97	0,85	3,14	2,56	8,01
50	0,87	0,75	0,99	0,88	3,23	2,66	8,55
75	0,89	0,81	1,03	0,9	3,42	2,7	8,98

Einflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste (zu Tab. 2, Abb. 28)

Messpunkt/ Brückengerüst	1	2	3	4	5
1	0,98	1,02	1,03	3,45	2,7
2	0,94	0,75	1,28	3,03	2,71
3	0,94	0,83	1,12	3,05	2,51
4	0,79	0,67	1,41	3,35	2,88
5	1,05	0,78	1,46	3,25	2,11
6	1,06	0,85	1,45	3,38	3,04
7	0,96	1,01	1,46	3,32	2,41
8	0,97	0,96	1,12	3,32	2,46
9	0,96	0,78	1,26	3,43	2,75
10	1,02	0,89	1,27	3,12	2,98
11	0,95	0,91	1,26	3,24	2,59
12	0,89	0,86	1,44	3,08	2,79
13	1,01	0,86	1,47	3,37	2,98
14	0,96	0,92	1,39	3,43	2,87
15	0,97	0,87	1,45	3,21	2,98
Durchschnitt	0,96	0,86	1,32	3,27	2,72

Messpunkt [mm]	1	2	3	Durchschnitt (1-3)	4	5	Verbinder 4x5
Durchschnitt	0,96	0,86	1,32	1,05	3,27	2,72	8,89
Median	0,96	0,86	1,39	1,06	3,32	2,75	9,3
Standardabw.	0,06	0,09	0,15	0,06	0,14	0,26	0,98
Minimum	0,79	0,67	1,03	0,96	3,03	2,11	6,86
Maximum	1,06	1,02	1,47	1,14	3,45	3,04	10,27
Perzentile 25	0,94	0,78	1,26	1	3,12	2,51	8,17
50	0,96	0,86	1,39	1,06	3,32	2,75	9,3
75	1,01	0,92	1,45	1,1	3,38	2,98	9,65

Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brücken (zu Tab. 3, Abb. 29)

Messpunkt/ Brückengerüst	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1,07	0,74	1,09	3,26	2,51	4,28	2,97	1,44	1,35	1
2	0,9	0,76	1,06	3,31	2,63	4,11	2,65	1,3	1,13	0,8
3	1,12	0,81	1	3,33	2,58	3,88	2,73	1,1	0,94	1
4	1,19	1	1,03	2,8	2,37	3,75	2,54	1,01	1,02	1
5	0,99	0,85	1,02	2,72	2,12	3,51	2,84	1,22	0,83	1
6	0,74	0,65	0,66	2,79	2,38	3,57	2,6	1,3	1,09	0,8
7	0,66	0,62	0,78	2,82	2,46	3,5	2,52	0,77	0,85	0,6
8	1,02	0,92	1,11	2,84	2,39	3,55	2,67	1,19	0,82	1,1
9	0,93	0,92	0,92	3,21	2,54	4,04	2,73	1,18	1,4	1
10	0,89	0,85	0,97	2,94	2,67	3,94	2,8	1,59	1,05	0,9
11	0,83	0,86	0,95	3,15	2,56	3,87	2,81	1,14	0,96	0,9
12	1,09	1,06	1,11	3,54	2,73	3,98	2,57	1,32	1,21	0,9
13	0,98	0,9	1	3,51	2,61	4,25	3,12	1,58	1,26	1
14	0,77	0,7	1,11	2,71	2,39	3,68	2,52	1,37	1,2	1,1
15	0,8	0,9	0,98	3,56	2,78	4,11	2,82	1,53	0,99	0,9
Durchschnitt	0,93	0,84	0,99	3,1	2,51	3,87	2,73	1,27	1,07	0,9

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Durchschnitt	0,93	0,84	0,99	3,1	2,51	3,87	2,73	1,27	1,07	0,97
Median	0,93	0,85	1	3,15	2,54	3,88	2,73	1,3	1,05	1,01
Standardabw.	0,15	0,12	0,13	0,31	0,17	0,26	0,17	0,22	0,18	0,13
Minimum	0,66	0,62	0,66	2,71	2,12	3,5	2,52	0,77	0,82	0,61
Maximum	1,19	1,06	1,11	3,56	2,78	4,28	3,12	1,59	1,4	1,12
Perzentile 25	0,8	0,74	0,95	2,8	2,39	3,57	2,57	1,14	0,94	0,94
50	0,93	0,85	1	3,15	2,54	3,88	2,73	1,3	1,05	1,01
75	1,07	0,92	1,09	3,33	2,63	4,11	2,82	1,44	1,21	1,06

Messpunkt [mm]		Durchschnitt (1-3 u. 8-10)	Verbinder 4x5	Verbinder 6x7
Durchschnitt		1,01	7,83	10,57
Median		1,03	8,06	10,59
Standardabw.		0,11	1,25	1,27
Minimum		0,72	5,71	8,82
Maximum		1,13	9,9	13,26
Perzentile	25	0,99	6,64	9,48
	50	1,03	8,06	10,59
	75	1,06	8,71	11,03

Zweiflügelige In-Ceram YZ Brückengerüste (zu Tab. 4, Abb. 30)

Messpunkt/ Brückengerüst	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1,17	1,01	1,25	3,43	2,85	3,7	2,52	1,16	1,05	1
2	1,02	0,98	1,22	3,48	2,57	4,03	2,24	1,07	1,5	1,2
3	1,16	1,01	1,02	3,76	2,72	3,95	2,81	1,32	1,08	1,1
4	1,17	0,82	1,32	2,81	2,26	3,51	2,49	1,09	0,99	1
5	1,04	0,97	1,43	2,78	2,4	3,46	2,64	1,13	1,31	0,9
6	1,3	0,84	1,36	3,09	2,49	3,9	2,66	1,28	1,57	1,4
7	0,97	0,82	1,08	3,02	2,17	3,56	3,01	1,18	1,04	0,9
8	1,01	0,73	1,09	3,01	2,34	3,81	2,86	1,04	1,04	1
9	1,14	1,09	1,14	3,42	2,45	3,71	2,24	1,21	1,17	1
10	1,04	0,82	1,13	3,52	2,4	3,67	2,65	1,21	1,41	1,3
11	0,92	0,88	1,15	2,9	2,36	3,66	2,84	1,12	1,03	1
12	1,17	1,07	1,21	2,86	2,74	3,82	2,54	1,18	1,32	1,1
13	1,12	0,97	1,1	2,89	2,17	4,02	2,76	1,12	1,17	1,1
14	1,01	0,89	1,21	3,26	2,05	3,71	2,39	0,99	1,31	0,9
15	0,89	0,87	1,38	2,97	2,49	3,67	3,03	1,29	1,18	1
Durchschnitt	1,07	0,92	1,21	3,15	2,43	3,75	2,65	1,16	1,21	1,1

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Durchschnitt	1,07	0,92	1,21	3,15	2,43	3,75	2,65	1,16	1,21	1,1
Median	1,04	0,89	1,21	3,02	2,4	3,71	2,65	1,16	1,17	1,07
Standardabw.	0,11	0,1	0,12	0,31	0,22	0,17	0,25	0,09	0,18	0,14
Minimum	0,89	0,73	1,02	2,78	2,05	3,46	2,24	0,99	0,99	0,95
Maximum	1,3	1,09	1,43	3,76	2,85	4,03	3,03	1,32	1,57	1,44
Perzentile 25	1,01	0,82	1,1	2,89	2,26	3,66	2,49	1,09	1,04	1
50	1,04	0,89	1,21	3,02	2,4	3,71	2,65	1,16	1,17	1,07
75	1,17	1,01	1,32	3,43	2,57	3,9	2,84	1,21	1,32	1,16

Messpunkt [mm]		Durchschnitt (1-3 u. 8-10)	Verbinder 4x5	Verbinder 6x7
Durchschnitt		1,11	7,67	9,9
Median		1,11	7,4	9,73
Standardabw.		0,08	1,24	0,97
Minimum		1	6,27	8,31
Maximum		1,3	10,15	11,12
Perzentile	25	1,06	6,67	9,03
	50	1,11	7,4	9,73
	75	1,16	8,45	10,9

Zweiflügelige EMF- Brückengerüste (zu Tab. 5, Abb. 31)

Messpunkt/ Brückengerüst	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	0,62	0,47	0,4	3,13	2,16	4,26	2,42	0,45	0,79	0,5
2	0,52	0,46	0,45	3,47	2,09	4,2	2,28	0,46	0,9	0,5
3	0,7	0,56	0,55	3,49	2,43	3,72	1,92	0,83	0,77	0,6
4	0,46	0,22	0,42	3,53	1,88	4,14	1,86	0,36	0,67	0,4
5	0,64	0,61	0,51	3,63	1,22	4,01	2,26	0,41	0,54	0,6
6	0,43	0,57	0,31	2,89	1,77	4,18	2,2	0,66	0,85	0,5
7	0,43	0,5	0,48	3,09	1,82	3,79	1,99	0,49	0,51	0,7
8	0,7	0,78	0,56	3,82	1,61	3,99	2,37	0,83	0,91	0,7
9	0,52	0,46	0,49	3,33	1,96	4,1	2,21	0,48	0,69	0,6
10	0,51	0,49	0,37	3,55	1,95	4,42	2,23	0,41	0,98	0,6
Durchschnitt	0,55	0,51	0,45	3,39	1,89	4,08	2,17	0,54	0,76	0,6

Messpunkt [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Durchschnitt	0,55	0,51	0,45	3,39	1,89	4,08	2,17	0,54	0,76	0,62
Median	0,52	0,5	1,21	3,48	1,92	4,12	2,22	0,47	0,78	0,63
Standardabw.	0,1	0,14	0,12	0,28	0,33	0,21	0,19	0,17	0,16	0,1
Minimum	0,43	0,22	1,02	2,89	1,21	3,72	1,86	0,36	0,51	0,47
Maximum	0,7	0,78	1,43	3,82	2,43	4,42	2,42	0,83	0,98	0,79
Perzentile 25	0,45	0,46	1,1	3,12	1,73	3,94	1,97	0,41	0,64	0,55
50	0,52	0,49	1,21	3,48	1,91	4,12	2,22	0,47	0,78	0,63
75	0,65	0,58	1,32	3,57	2,11	4,21	2,3	0,7	0,9	0,69

Messpunkt [mm]		Durchschnitt (1-3 u. 8-10)	Verbinder 4x5	Verbinder 6x7
Durchschnitt		0,57	6,37	8,89
Median		0,56	6,55	9,13
Standardabw.		0,09	1,14	1,07
Minimum		0,43	4,39	7,14
Maximum		0,76	8,48	10,31
Perzentile	25	0,54	5,49	7,66
	50	0,56	6,55	9,13
	75	0,59	7	9,65

Randspaltenmessung in µm (Fit Checker Probe)

Einflügelige In-Ceram Zirconia Brücken (zu Tab. 6, Abb. 32)

	Zahn 13			
Brücke	inzisal	zervikal	mesial	distal
1	40	40	45	60
2	91	79	56	61
3	191	61	52	63
4	58	51	60	47
5	114	37	47	47
6	41	61	54	52
7	59	42	48	42
8	111	76	42	58
9	140	54	47	62
10	90	52	43	48
11	110	61	52	59
12	67	68	61	58
13	83	45	47	49
14	76	41	46	47
15	61	52	53	61

Brückenflügel	13				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	88,8	54,67	50,2	54,27	61,98
Median	83	52	48	58	58,25
Standardabweichung	40,18	12,93	5,82	7,02	12,31
Minimum	40	37	42	42	46,25
Maximum	191	79	61	63	91,75
Perzentile 25	59	42	46	47	52,5
50	83	52	48	58	58,25
75	111	61	54	61	71,75

Einflügelige In-Ceram YZ Brücken (zu Tab. 7, Abb. 33)

	Zahn 13			
Brücke	inzisal	zervikal	mesial	distal
1	77	104	74	68
2	89	84	40	97
3	74	65	72	87
4	77	46	56	84
5	69	68	47	84
6	94	66	77	100
7	68	98	61	69
8	96	78	58	88
9	75	69	49	83
10	78	70	61	92
11	81	82	59	95
12	72	59	76	86
13	72	58	72	88
14	74	74	69	92
15	78	73	68	75

Brückenflügel	13				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	78,27	72,93	62,6	85,87	68,45
Median	77	70	61	87	71,75
Standardabweichung	8,47	14,95	11,29	9,37	11,37
Minimum	68	46	40	68	46,25
Maximum	96	104	77	100	91,75
Perzentile 25	72	65	56	83	57,87
50	77	70	61	87	71,75
75	81	82	72	92	76,12

Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brücken (zu Tab. 8, Abb. 34, 35)

	Zahn 11				Zahn 13			
Brücke	inzisal	zervikal	mesial	distal	inzisal	zervikal	mesial	distal
1	87	76	74	66	71	57	71	77
2	111	98	77	72	47	72	58	68
3	69	54	61	192	49	53	57	62
4	59	64	191	228	73	52	64	51
5	67	57	176	104	59	46	69	64
6	93	48	91	78	89	68	45	68
7	55	42	76	79	68	55	54	71
8	62	43	235	89	125	58	141	72
9	72	88	77	87	113	70	187	52
10	80	82	124	116	64	83	64	65
11	78	88	200	129	95	89	85	74
12	78	56	109	108	58	58	58	78
13	117	65	87	163	104	154	150	164
14	118	56	58	133	67	83	68	66
15	160	84	87	95	84	89	51	84

Brückenflügel	11				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	87,07	66,73	114,87	115,93	96,15
Median	78	64	87	104	94
Standardabweichung	28,53	17,97	57,09	46,64	18,82
Minimum	55	42	58	66	63
Maximum	160	98	235	228	135,5
Perzentile	25	67	54	76	81
	50	78	64	87	94
	75	111	84	176	107,25

Brückenflügel	13				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	77,73	72,47	81,47	74,4	76,52
Median	71	68	64	68	69
Standardabweichung	23,31	26,6	42,39	26,33	23,48
Minimum	47	46	45	51	55,25
Maximum	125	154	187	164	143
Perzentile	25	59	55	57	64
	50	71	68	64	68
	75	95	83	85	77
					85,75

Zweiflügelige In-Ceram YZ Brücken (zu Tab. 9, Abb. 36, 37)

	Zahn 11				Zahn 13			
Brücke	inzisal	zervikal	mesial	distal	inzisal	zervikal	mesial	distal
1	89	48	108	131	101	83	64	63
2	76	72	166	140	158	46	129	74
3	101	48	93	113	97	55	74	61
4	67	107	99	130	84	55	73	55
5	61	46	260	154	98	39	56	42
6	90	69	88	66	132	50	59	100
7	166	121	53	231	177	48	84	78
8	60	50	98	79	167	91	76	94
9	133	69	43	111	107	76	77	66
10	130	114	105	121	65	66	63	63
11	95	46	80	88	66	69	72	59
12	114	92	58	99	64	79	55	67
13	144	51	74	108	70	118	160	164
14	204	81	92	147	127	69	68	66
15	47	44	105	76	70	43	51	84

Brückenflügel	11				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	105,13	70,53	101,47	119,6	99,18
Median	95	69	93	113	94
Standardabweichung	43,7	26,82	52,51	40,62	22,99
Minimum	47	44	43	66	68
Maximum	204	121	260	231	142,75
Perzentile 25	67	48	74	88	78,25
50	95	69	93	113	94
75	133	92	105	140	117,5

Brückenflügel	13				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	105,53	65,8	77,4	75,73	81,11
Median	98	66	72	66	77,75
Standardabweichung	38,61	21,35	29,35	28,59	19,73
Minimum	64	39	51	42	58,75
Maximum	177	118	160	164	128
Perzentile	25	70	48	59	61
	50	98	66	72	66
	75	132	79	77	84

Zweiflügelige EMF- Brücken (zu Tab. 10, Abb. 38, 39)

	Zahn 11				Zahn 13			
Brücke	inzisal	zervikal	mesial	distal	inzisal	zervikal	mesial	distal
1	80	47	89	124	43	43	57	67
2	39	37	64	59	32	71	79	157
3	57	48	82	92	55	50	100	104
4	80	51	72	132	83	62	100	73
5	68	70	91	66	142	83	125	70
6	45	58	59	81	56	60	54	123
7	60	51	98	71	68	79	97	64
8	61	60	91	130	64	66	100	98
9	60	65	195	91	47	55	79	87
10	115	46	73	92	43	67	101	84

Brückenflügel	11				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	66,5	53,3	91,4	93,8	76,25
Median	60,5	51	85,5	91,5	77,62
Standardabweichung	21,45	9,89	38,57	26,59	14,82
Minimum	39	37	59	59	49,75
Maximum	115	70	195	132	102,75
Perzentile	25	54	46,75	70	69,75
	50	60,5	51	85,5	91,5
	75	80	61,25	92,75	125,5

Brückenflügel	13				
[µm]	inzisal	zervikal	mesial	distal	Durchschnitt
Mittelwert	63,3	63,6	89,2	92,7	77,2
Median	55,5	64	98,5	85,5	77,12
Standardabweichung	31,26	12,4	21,9	29,26	13,33
Minimum	32	43	54	64	52,5
Maximum	142	83	125	157	105
Perzentile	25	43	53,75	73,5	69,25
	50	55,5	64	98,5	85,5
	75	71,75	73	100,25	108,75

Verbundfestigkeitswerte

Einflügelige In-Ceram Zirconia Brücken – 10.000 Wechsellasten (zu Tab. 12, Abb. 44)

	Verbund/ Vorbehandlung			
[MPa/ N]	Alloy Primer/ Panavia F 2.0	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II
1. Messwert	1 MPa 20 N	4 MPa 80 N	0,54 MPa 10,8 N	17,31 MPa 346,2 N
2. Messwert	4,7 MPa 94 N	8,51 MPa 170,2 N	0,39 MPa 7,8 N	7,21 MPa 144,2 N
3. Messwert	6,6 MPa 132 N	6,47 MPa 129,4 N	0,47 MPa 9,4 N	12,7 MPa 254 N
4. Messwert	5,7 MPa 114 N	7,52 MPa 150,4 N	\	11 MPa 220 N
5. Messwert	4,2 MPa 84 N	7,11 MPa 142,2 N	\	8,5 MPa 170 N
6. Messwert	5,3 MPa 106 N	8,89 MPa 177,8 N	\	9,7 MPa 194 N
Mittelwert	4,58 MPa 91,6 N	7,08 MPa 141,6 N	0,47 MPa 9,4 N	11,07 MPa 221,4 N

Einflügelige In-Ceram Zirconia Brücken – 25.000 Wechsellasten (zu Tab. 17, Abb. 49)

	Verbund/ Vorbehandlung				
[MPa/ N]	o. Vorbeh./ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II	o. Vorbeh./ RelyX Unicem
1. Messwert	0,32 MPa 6,4 N	6,8 MPa 136 N	0,51 MPa 10,2 N	12,3 MPa 246 N	4,76 MPa 95,2 N
2. Messwert	0,3 MPa 6 N	4,9 MPa 98 N	0,52 MPa 10,4 N	10,14 MPa 202,8 N	3,67 MPa 73,4 N
3. Messwert	0,43 MPa 8,6 N	8,6 MPa 172 N	0,83 MPa 16,6 N	15,97 MPa 319,4 N	4,66 MPa 93,2 N
Mittelwert	0,35 MPa 7 N	6,77 MPa 135,4 N	0,62 MPa 12,4 N	12,8 MPa 256 N	4,36 MPa 87,2 N

Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brücken – 10.000 Wechsellasten (zu Tab. 11, Abb. 42)

	Verbund/ Vorbehandlung					
[MPa/ N]	Alloy Primer/ Panavia F 2.0	Rocatec/ VI II	VP +VO/ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II
1. Messwert	6,11 MPa 122,2 N	6,34 MPa 126,8 N	24,38 MPa 487,6 N	47,2 MPa 944 N	5,49 MPa 109,8 N	70,78 MPa 1415,6 N
2. Messwert	5,78 MPa 115,6 N	3,99 MPa 79,8 N	14,47 MPa 289,4 N	43,52 MPa 870,4 N	6,64 MPa 132,8 N	58,58 MPa 1171,6 N
3. Messwert	4,37 MPa 87,4 N	6,59 MPa 131,8 N	16,15 MPa 323 N	51,73 MPa 1034,6 N	5,15 MPa 103 N	67,22 MPa 1344,4 N
4. Messwert	10,5 MPa 210 N	5,97 MPa 119,4 N	29,71 MPa 594,2 N	65,14 MPa 1302,8 N	6,21 MPa 124,2 N	64,4 MPa 1288 N
5. Messwert	12 MPa 240 N	8,56 MPa 171,2 N	49,61 MPa 992,2 N	67,6 MPa 1352 N	7,49 MPa 149,8 N	64,1 MPa 1282 N
6. Messwert	13,92 MPa 278,4 N	10,97 MPa 219,4 N	13,68 MPa 273,6 N	70,6 MPa 1412 N	5,39 MPa 107,8 N	70,3 MPa 1406 N
Mittelwert	8,78 MPa 175,6 N	7,07 MPa 141,4 N	24,67 MPa 493,4 N	57,63 MPa 1152,6 N	6,06 MPa 121,2 N	65,9 MPa 1318 N

Zweiflügelige In-Ceram Zirconia Brücken – 25.000 Wechsellasten (zu Tab. 16, Abb. 48)

	Verbund/ Vorbehandlung					
[MPa/ N]	o. Vorbeh./ VI II	VP + VO/ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II	o. Vorbeh./ RelyX Unicem
1. Messwert	2,43 MPa 48,6 N	3,2 MPa 64 N	67,1 MPa 1342 N	8,31 MPa 166,2 N	53,98 MPa 1079,6 N	20,64 MPa 412,8 N
2. Messwert	3,91 MPa 78,2 N	2,8 MPa 56 N	64,5 MPa 1290 N	6,62 MPa 132,4 N	60,65 MPa 1213 N	20,38 MPa 407,6 N
3. Messwert	4,1 MPa 82 N	1,9 MPa 38 N	67,6 MPa 1352 N	6,58 MPa 131,6 N	59,18 MPa 1183,6 N	17,84 MPa 356,8 N
4. Messwert	\	\	\	8,22 MPa 164,4 N	\	21,81 MPa 436,2 N
5. Messwert	\	\	\	7,94 MPa 158,8 N	\	20,08 MPa 401,6 N
6. Messwert	\	\	\	5,94 MPa 118,8 N	\	21,87 MPa 437,4 N
Mittelwert	3,48 MPa 69,6 N	2,63 MPa 52,6 N	66,4 MPa 1328 N	7,27 MPa 145,4 N	57,94 MPa 1158,8 N	20,44 MPa 408,8 N

Einflügelige In-Ceram YZ Brücken – 10.000 Wechsellasten (zu Tab. 14, Abb. 46)

	Verbund/ Vorbehandlung			
[MPa/ N]	Alloy Primer/ Panavia F 2.0	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II
1. Messwert	3 MPa 60 N	8,68 MPa 173,6 N	1,37 MPa 27,4 N	12,38 MPa 247,6 N
2. Messwert	1,8 MPa 36 N	15,73 MPa 314,6 N	1,66 MPa 33,2 N	9,37 MPa 187,4 N
3. Messwert	2,2 MPa 44 N	7,5 MPa 150 N	1,57 MPa 31,4 N	6,9 MPa 138 N
4. Messwert	2,9 MPa 58 N	12,72 MPa 254,4 N	\	4,78 MPa 95,6 N
5. Messwert	\	6,6 MPa 132 N	\	6,9 MPa 138 N
6. Messwert	\	4,72 MPa 94,4 N	\	7,45 MPa 149 N
Mittelwert	2,48 MPa 49,6 N	9,33 MPa 186,6 N	1,53 MPa 30,6 N	7,96 MPa 159,2 N

Einflügelige In-Ceram YZ Brücken – 25.000 Wechsellasten (zu Tab. 19, Abb. 51)

	Verbund/ Vorbehandlung				
[MPa/ N]	o. Vorbeh./ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II	o. Vorbeh./ RelyX Unicem
1. Messwert	0,71 MPa 14,2 N	10 MPa 200 N	2,48 MPa 49,6 N	9,62 MPa 192,4 N	4,95 MPa 99 N
2. Messwert	0,78 MPa 15,6 N	6,8 MPa 136 N	1,73 MPa 34,6 N	15,65 MPa 313 N	4,39 MPa 87,8 N
3. Messwert	0,62 MPa 12,4 N	7,4 MPa 148 N	1,65 MPa 33 N	14,7 MPa 294 N	3,22 MPa 64,4 N
Mittelwert	0,7 MPa 14 N	8,07 MPa 161,4 N	1,95 MPa 39 N	13,32 MPa 266,4 N	4,19 MPa 83,8 N

Zweiflügelige In-Ceram YZ Brücken – 10.000 Wechsellasten (zu Tab. 13, Abb. 45)

	Verbund/ Vorbehandlung					
[MPa/ N]	Alloy Primer/ Panavia F 2.0	Rocatec/ VI II	VP +VO/ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II
1. Messwert	28,5 MPa 570 N	18,9 MPa 378 N	18,4 MPa 368 N	50,8 MPa 1016 N	13,29 MPa 265,8 N	48,6 MPa 972 N
2. Messwert	17,6 MPa 352 N	5,2 MPa 104 N	25,6 MPa 512 N	45,8 MPa 916 N	13,17 MPa 263,4 N	53,4 MPa 1068 N
3. Messwert	22,3 MPa 446 N	8,6 MPa 172 N	15,7 MPa 314 N	52,5 MPa 1050 N	13,28 MPa 265,6 N	47,1 MPa 942 N
4. Messwert	37,5 MPa 750 N	21,5 MPa 430 N	\	67 MPa 1340 N	12,97 MPa 259,4 N	64,3 MPa 1286 N
5. Messwert	45,3 MPa 906 N	24,4 MPa 488 N	\	63,8 MPa 1276 N	12,86 MPa 257,2 N	58,4 MPa 1168 N
6. Messwert	34,6 MPa 692 N	28,3 MPa 566 N	\	59,7 MPa 1194 N	12,94 MPa 258,8 N	60,7 MPa 1214 N
Mittelwert	30,97 MPa 619,4 N	17,82 MPa 356,4 N	19,9 MPa 398 N	56,6 MPa 1132 N	13,09 MPa 261,8 N	55,42 MPa 1108,4 N

Zweiflügelige In-Ceram YZ Brücken – 25.000 Wechsellasten (zu Tab. 18, Abb. 50)

	Verbund/ Vorbehandlung				
[MPa/ N]	o. Vorbeh./ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II	RelyX Unicem
1. Messwert	2,65 MPa 53 N	55,46 MPa 1109,2 N	13,84 MPa 276,8 N	59,88 MPa 1197,6 N	25,26 MPa 505,2 N
2. Messwert	2,9 MPa 58 N	56,34 MPa 1126,8 N	13,31 MPa 266,2 N	59,23 MPa 1184,6 N	22,22 MPa 444,4 N
3. Messwert	2,14 MPa 42,8 N	53,81 MPa 1076,2 N	14,83 MPa 296,6 N	69,23 MPa 1384,6 N	29,84 MPa 596,8 N
4. Messwert	\	\	17,84 MPa 356,8 N	\	28,12 MPa 562,4 N
5. Messwert	\	\	14,43 MPa 288,6 N	\	27,47 MPa 549,4 N
6. Messwert	\	\	14,31 MPa 286,2 N	\	24,13 MPa 482,6 N
Mittelwert	2,56 MPa 51,20 N	55,2 MPa 1104 N	14,76 MPa 295,2 N	62,78 MPa 1255,6 N	26,17 MPa 523,4 N

Vergleichsproben - Zweiflügelige EMF-Brücken – 10.000 Wechsellasten (zu Tab. 15, Abb. 47)

	Verbund/ Vorbehandlung				
[MPa/ N]	Alloy Primer/ Panavia F 2.0	VP + VO/ VI II	Silicoater/ VI II	MP o. Gradia/ VI II	MP + Gradia/ VI II
1. Messwert	49,01 MPa 980,2 N	36,69 MPa 733,8 N	47,57 MPa 951,4 N	13,63 MPa 272,6 N	48,93 MPa 978,6 N
2. Messwert	45,38 MPa 907,6 N	\	34,4 MPa 688 N	12,97 MPa 259,4 N	44,72 MPa 894,4 N
3. Messwert	38,7 MPa 774 N	\	32,98 MPa 659,6 N	16,64 MPa 332,8 N	51,46 MPa 1029,2 N
Mittelwert	44,36 MPa 887,2 N	36,69 MPa 733,8 N	38,2 MPa 764 N	14,41 MPa 288,2 N	48,37 MPa 967,4 N

10 Danksagung

In großer Dankbarkeit widme ich meiner Familie diese Arbeit. Da sie mich immer wieder motiviert und mich allzeit nach Kräften unterstützt hat.

Frau Dr. F. Jahn möchte ich für die Überlassung des Themas der vorliegenden Dissertation sowie für die gewährte Unterstützung und das stete Interesse am Fortgang der Arbeit danken.

Herrn Dr. R. Göbel, sowie den Mitarbeitern der Abteilung Werkstoffkunde danke ich für die Anleitung und freundliche Beratung bei der Durchführung der Versuche.

Ebenso gilt mein Dank der Cuspident Zahntechnik (Heringen/Hessen) für die Unterstützung und Beratung bei der Herstellung meiner Prüfkörpermodelle.

11 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. F. Jahn und Dr. R. Göbel,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Andrea Lilly Daniela Bode

Unterellen, 3.07.2012